

**Eine In - Vitro - Untersuchung der Randdichtigkeit bei mit
verschiedenen adhäsiven Befestigungsmaterialien eingesetzten
IPS - Empress - Keramikinlays**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereiches Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Kai Fischer
aus Gießen

Gießen 2002

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung der zahnärztlichen Prothetik

Leiter: Prof. Dr. P. Ferger

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: PD Dr. M. Wimmer-Röll

Tag der Disputation: 12.02.2003

Meiner Frau und meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	8
2	Ziel der Untersuchung	10
3	Literaturübersicht	11
3.1	Keramik	11
3.1.1	Anfänge der Keramik	11
3.1.2	Keramik als Inlaymaterial	12
3.1.3	Ein gewöhnlicher Brennvorgang	13
3.1.4	Die spezielle Verwendung der Keramik in der Zahnheilkunde	14
	Typ1: additive Formgebung	14
	Typ2: subtraktive Formgebung	18
3.1.5	Eigenschaften der IPS-Empress-Keramik	19
3.1.6	Vor –und Nachteile keramischer Einlagefüllungen	20
3.2	Komposite	22
3.2.1	Konventionelle Makrofüller	23
3.2.2	Mikrofüller	23
3.2.3	Verarbeitung der verschiedenen Kompositsysteme	24
3.2.4	Kompositkleber	25
3.3	Adhäsivtechnologie	26
3.3.1	Das Schmelz-Dentin Adhäsivsystem	26
3.3.2	Schmelzhaftung	27
3.3.3	Dentinhaftung	27
3.3.4	Die drei Verbundmechanismen	29

3.4	Verbundverhältnisse	30
3.4.1	Kompositbefestigungsmaterialien	32
3.4.2	Verbund zwischen Keramik/Kompositbefestigungsmaterial	32
3.4.3	Verbund zwischen Schmelz/Kompositbefestigungsmaterial	33
3.4.4	Verbund zwischen Dentin/Kompositbefestigungsmaterial	34
3.4.5	Dichtigkeit der Kompositbefestigungsmaterialien	35
4	Material und Methode	37
4.1	Geprüfte Materialien	37
4.2	Verwendete Geräte	38
4.3	Chronologisches Vorgehen	39
4.3.1	Die Präparation der Zähne	41
4.3.2	Die Abformung	43
4.3.3	Anprobe & Eingliedern der Inlays	44
4.3.4	Adhäsives Einsetzen mit Variolink (Vivadent)	44
4.3.5	Adhäsives Einsetzen mit Compolute (Espe)	45
4.3.6	Adhäsives Einsetzen mit 2 bond 2 (Haeraeus-Kulzer)	46
4.3.7	Versuchsdurchführung	48
4.4	Laborabläufe	50
4.4.1	Modellherstellung	50
4.4.2	Vorbereitung des Arbeitsstumpfes	50
4.4.3	Inlaymodellation	51
4.4.4	Anstiften	52
4.4.5	Einbetten, Vorwärmen & Pressen	52
4.4.6	Ausbettvorgang	53

4.4.7	Aufpassen der Inlays am Modell	55
4.4.8	Versuchsauswertung (Schneiden der Zähne)	56
5	Ergebnisse	63
5.1	Gesamtauswertung	63
5.1.1	Gesamtauswertung der Ansichten A-A und B-B ohne thermische Wechselbelastung	63
5.1.2	Gesamtauswertung der Schnitte C-C und D-D ohne thermische Wechselbelastung	64
5.1.3	Gesamtauswertung der Ansichten A-A und B-B mit thermischer Wechselbelastung	65
5.1.4	Gesamtauswertung der Schnitte C-C und D-D mit thermischer Wechselbelastung	66
5.2	Einzelauswertung	67
5.2.1	Spezielle Auswertung der Ansicht A-A ohne thermische Wechselbelastung	67
5.2.2	Spezielle Auswertung der Ansicht B-B ohne thermische Wechselbelastung	69
5.2.3	Spezielle Auswertung des Schnittes C-C ohne thermische Wechselbelastung	70
5.2.4	Spezielle Auswertung des Schnittes D-D ohne thermische Wechselbelastung	71
5.2.5	Spezielle Auswertung der Ansicht A-A mit thermischer Wechselbelastung	72
5.2.6	Spezielle Auswertung der Ansicht B-B mit thermischer Wechselbelastung	73

5.2.7	Spezielle Auswertung des Schnittes C-C mit thermischer Wechselbelastung	74
5.2.8	Spezielle Auswertung des Schnittes D-D mit thermischer Wechselbelastung	75
6	Diskussion	76
7	Zusammenfassung	82
8	Literaturverzeichnis	83
9	Anhang	102
10	Danksagung	106
11	Lebenslauf	107

1 Einleitung

Da der Zahnschmelz nach kariöser oder auch anderer Zerstörung nicht einer aktiven Ausheilung unterliegt, müssen Defekte aus funktionellen, kariesprotektiven sowie heute besonders aus ästhetischen Gründen mit einer Restauration durch den Zahnarzt versorgt werden.

Daher gewinnen heutzutage immer mehr zahnfarbene Restaurationen an Bedeutung. Sie stellen eine Alternative zu Amalgam und Gold im Seitenzahnbereich dar. Besonders keramische Einlagerrestaurationen sind ästhetisch sehr anspruchsvoll und gelten als hervorragend biokompatibel. Dies lässt es für viele Patienten als Material der Wahl erscheinen (39,82). Allerdings sind für den Zahnarzt kosmetische Gesichtspunkte nicht primär ausschlaggebend. Vielmehr geht es um die Funktion und den Verbund des Materials zum restaurierungsbedürftigen Zahn. Somit ist die Befestigung keramischer Inlays sicherlich eine Maßnahme, die für den Langzeiterfolg der Restauration verantwortlich und somit für den Zahnarzt primär von Bedeutung ist (101).

Man verwendet als Befestigungszemente für keramische Einlagefüllungen Komposite. Phosphatzemente, Polycarboxylat- oder Glasionomerezemente gelten zum Einsetzen keramischer Inlays als wenig geeignet und sind somit sogar heutzutage obsolet (76,101).

Im Vergleich zu Goldgussrestaurationen ist die Passgenauigkeit bei keramischen Inlays schlechter, daher müssen sie adhäsiv eingegliedert werden (25,111).

Aufgrund größerer Randspalten resultieren durch Auswaschungen herkömmlicher Zemente Frakturen der Keramikinlays (33,57).

Befestigungskomposite müssen durch die Adhäsivtechnik eine Bakterienpenetration verhindern, so dass die Pulpa - Dentin - Einheit geschützt bleibt. Nur durch die Dichtigkeit der Befestigungsmaterialien zum Zahn kann man langfristig von einem Behandlungserfolg ausgehen.

2 Ziel der Untersuchung

In dieser In-Vitro-Studie soll die Randdichtigkeit dreier moderner Komposit-befestigungsmaterialien untersucht werden, die unter Idealbedingungen verarbeitet wurden.

In der ersten Versuchsreihe wurden die Zähne über einen Zeitraum von 24 Monaten in physiologischer Kochsalzlösung bei Zimmertemperatur aufbewahrt. In diesem, bisher noch nicht in der Literatur beschriebenen Versuch sollte geklärt werden, ob, ohne jegliche Belastung, bereits Undichtigkeiten im Bereich der Befestigungsfuge auftreten.

In einer weiteren Versuchsreihe wurde zusätzlich zur 24 monatigen Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung eine thermische Wechselbelastung durchgeführt.

Hierbei sollte festgestellt werden, ob daraus eine Verschlechterung der Randdichtigkeit resultiert oder ob die thermische Wechselbelastung ohne Beeinträchtigung an der Klebefuge bleibt.

Wären undichte Stellen im Randbereich der Restauration vorhanden, so hätte dies klinisch gesehen Auswirkungen auf die Pulpa - Dentin - Einheit. Ein Schutz wäre sodann nicht mehr dauerhaft gewährleistet.

3 Literaturübersicht

3.1 Keramik

Keramiken sind nichtmetallische, anorganische Verbindungen. Sie zählen im herkömmlichen Sinne zu den Töpfereiprodukten sowie Porzellanen. Das Ausgangsmaterial sind die Silikate, Verbindungen der Kieselsäure in einer Vielzahl von Modifikationen (66, 91).

Die keramischen Werkstoffe werden in drei Gruppen eingeteilt:

1. die Silikatkeramik
 - a) tonkeramische Werkstoffe
 - b) silikatkeramische Sonderwerkstoffe
 2. die Oxidkeramik
 3. die Nichtoxidkeramik
- (44)

3.1.1 Anfänge der Keramik

Die Entstehungsgeschichte der Keramik bzw. des Porzellans umfasst einen zeitlichen Rahmen von ca. 6000 Jahren.

Schon im alten Ägypten ca. 4000 v. Christus wurden Töpferwaren hergestellt. Dabei handelte es sich um Glasuren aus Kupfersalzen, die an der Oberfläche der Töpferform auskristallisierten. Bereits im 12. Jahrhundert nach Christus war in China die Glasurtechnik bekannt, aus der sich die moderne

Glaskeramik entwickelte (79). Ein Apotheker namens *Duchateau* soll 1774 erstmals sein „übel riechendes und verfärbtes Ersatzstück“ in der Porzellanfabrik *Guerhard* durch ein Porzellangebiß ersetzt haben lassen. Er informierte aufgrund des sehr guten Ergebnisses daraufhin 1776 die chirurgische Akademie, jedoch nahm diese keine Notiz. Erst der Zahnarzt *Nicolas Dubois de Chemant* (1753-1824) vermochte dem Apotheker sein Rezept zu entlocken und schrieb 1788 seine Dissertation über Porzellan-zähne. Ihm gelang es auf diese Weise ein Patent von der Königlichen Medizinischen Gesellschaft für 15 Jahre zu bekommen (56,101).

Der in Paris lebende Italiener *Guiseppangelo Fonzi* (1768-1840) beschrieb 1808 eine Methode zur Herstellung von Einzelzähnen aus Porzellan, die so genannten dents terro - metalliques, die einen eingebrannten Platinhaken zum Verlöten mit einer Metallbasis hatten. *Charles Land* (1847-1919) war es 1903 gelungen die erste Porzellan-jacketkrone mit ästhetischem Glanz herzustellen. Es war zum ersten Mal eine kosmetisch befriedigende Krone entstanden. Erst *Weinstein und Katz* patentierten 1962 die Herstellung von Keramiken mit hohem thermischen Expansionskoeffizienten mit thermisch kompatiblen Metall-Legierungen (1, 56).

3.1.2 Keramik als Inlaymaterial

Bereits 1862 wurde Keramik als Inlaymaterial vorgeschlagen. Glasfüllungen aus Lampen-Milchglas waren die Vorläufer der Keramikfüllung. Später folgten Füllungen aus braunem Medikamentenglas oder Jenaer Normalthermometerglas (80).

Aufgrund der schlechten Passgenauigkeit und des hohen Keramikfrakturrisikos setzte sich diese Restaurationsart nicht durch. Es blieb beim Goldinlay (78).

Erst wieder zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurden Keramikinlays wieder für Restaurationszwecke im Seitenzahnbereich verwendet (64). Aufgrund von Randspaltbildungen und Inlayfrakturen war die Überlebensprognose für Keramikinlays, die mit Phosphatzement inseriert wurden, fraglich (94).

Mit dem Beginn der Adhäsivtechnologie sind zahnfarbene Restaurationen weiterentwickelt worden.

3.1.3 Ein gewöhnlicher Brennvorgang

Nachdem das pulverförmige Ausgangsmaterial mit einer dazu geeigneten Flüssigkeit angemischt wurde, und die zu herstellende Form fertiggestellt war, wird der Brennvorgang zwischen 700°C und 2000°C durchgeführt. Bei 500°C - 600°C geht das Kaolinit durch Abgabe von Wasser in Metakaolinit über, oberhalb 1000°C entsteht, unter Abgabe von SiO₂, Mullit.

Der Feldspat beginnt bei etwa 950°C aufzuschmelzen. Die Schmelzphase entsteht durch die Verbindung der aufgelösten Quarzkomponente mit dem Feldspat. Während des Abkühlvorgangs kristallisiert der so genannte Sekundärmullit nadelig aus. Je nach Geschwindigkeit der Abkühlung entsteht Cristobalit bzw. Tridymit- und Korund oder Leuzitkristalle.

Ein wichtiger Vorgang beim Brennen ist das Sintern. Bei bestimmten Temperatur-, Druck-, Zeit- und atmosphärischen Bedingungen kommt es zu einem Verschweißen und Verdichten des Pulverwerkstoffes in ein mechanisch festes Gebilde. Dabei sind die Zwischenhohlräume kleiner geworden (87,88);

es haben sich an den Kontaktstellen der Teilchen untereinander Materialbrücken ausgebildet. Je kleiner die Zwischenhohlräume in der Keramik sind, also je dichter deren Struktur ist, desto besser sind die mechanischen Eigenschaften.

Aufgrund der Zusammensetzungsvielfalt von Keramiken und deren Verarbeitungsweise sollte hier nur ein gewöhnlicher Brennvorgang beschrieben werden, außerdem soll nun nur noch auf das in dieser Studie verwendete Keramikmaterial eingegangen werden.

3.1.4 Die spezielle Verwendung der Keramik in der Zahnheilkunde

Die Herstellung zahnmedizinischer keramischer Produkte wird auf zwei unterschiedlichen Wegen erreicht.

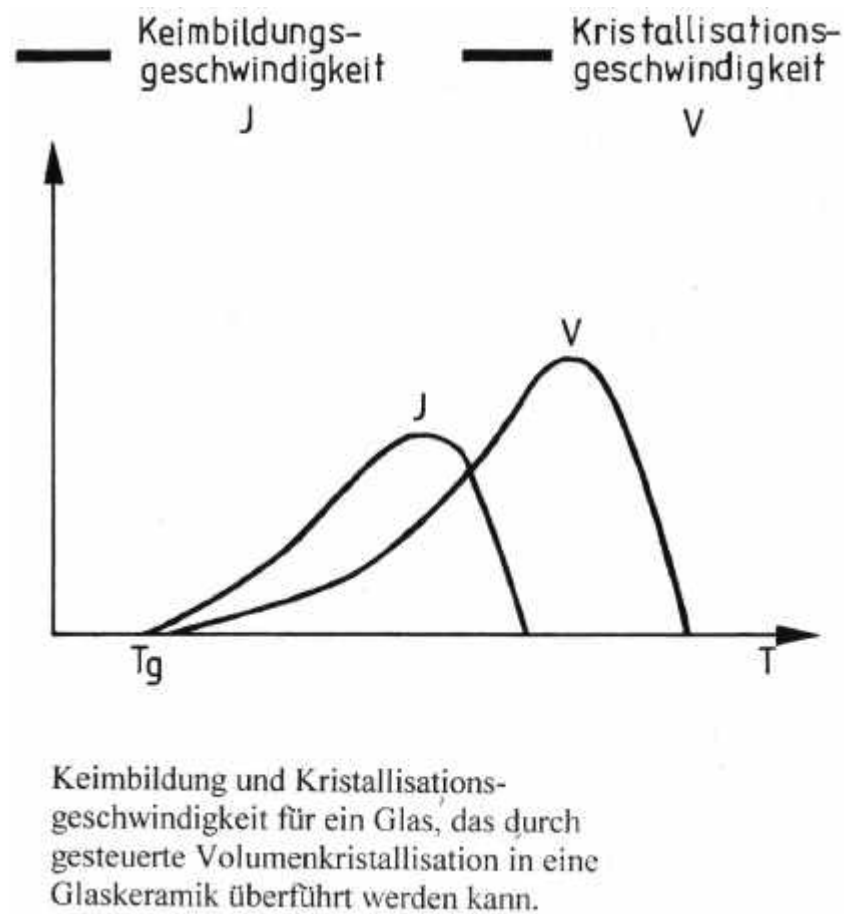
Typ 1: Hier findet eine **additive Formgebung** statt. Nach dem

Lost - wax - Prinzip - analog der Metallgusstechnik - werden keramische Massen in eine Hohlform gegossen oder gepresst, ebenso bei der *IPS – Empress* – Technik.

Die Verarbeitung der *IPS - Empress* Keramik, nämlich durch Heißpressen einer Sinterkeramik die Porenstruktur zu verdichten, ist bereits 65 Jahre alt (39). Die Herstellung von *IPS - Keramik* - Inlays entspricht dem oben genannten Typ 1. Bereits *Stookey* meldete 1956 ein Patent für die Herstellung der Glaskeramik an (100). Das Prinzip, das *Stookey* anwendete, beruht auf

einer gesteuerten Volumenkristallisation (Abb. 1). Das bedeutet, dass Kristalle von beinahe gleicher Größe und Morphologie einheitlich im Volumen des Ausgangsglases wachsen. Die wissenschaftliche Voraussetzung für die Herstellung der Glaskeramik ist, dass sich die Teilprozesse der Keimbildung und Kristallisation überlagern (50, 113).

Abb. 1 (gesteuerte Volumenkristallisation aus Vogel, W. Die Glaschemie 1992)



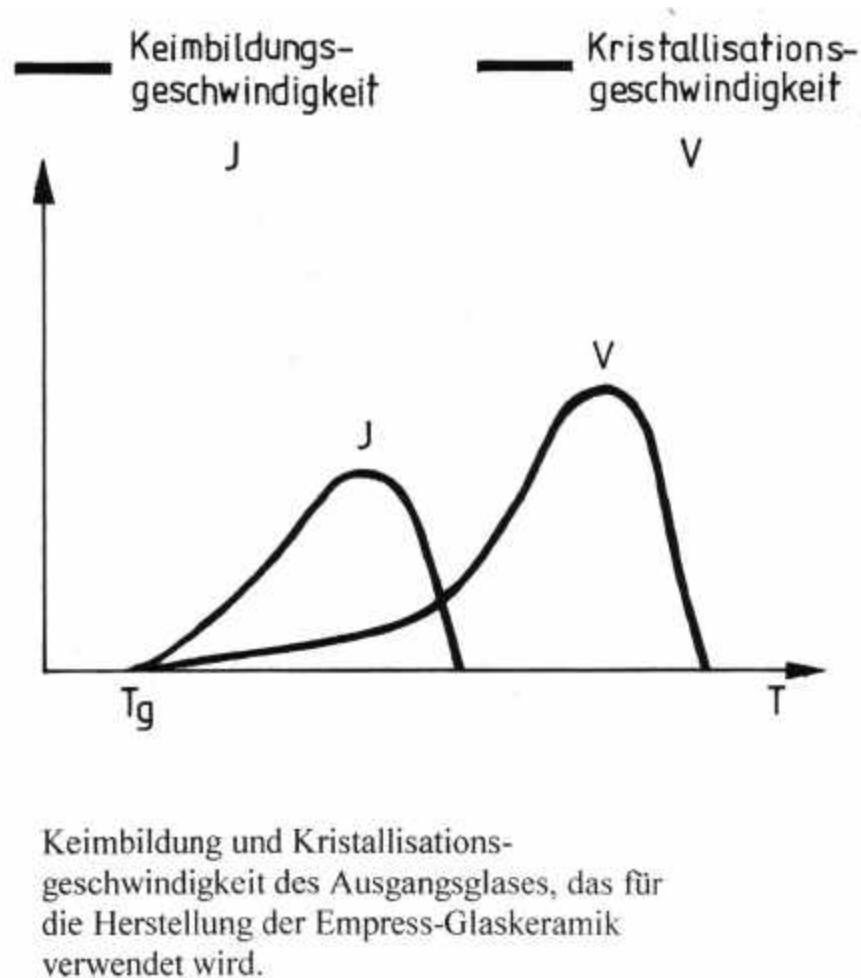
Speziell bei der *Empress* Glaskeramik wird zunächst ein Ausgangsglas erschmolzen. Danach folgt eine Wärmebehandlung zur Initiierung der Keimbildung und einer Primärkristallisation, woran sich ein Mahlprozess anschließt. Stabilisatoren, Fluoreszenzmittel, Pigmente werden zusammen mit diesem Pulver zu Rohlingen verpresst, die dann bei ca. 1200°C gesintert werden und schließlich als so genannte Rohlinge zum Verpressen zur Verfügung stehen.

Die chemische Zusammensetzung der Empress-Keramik

Bestandteile	Prozentualer Massenanteil
SiO ₂	59,0-63,0%
Al ₂ O ₃	19,0-23,5%
K ₂ O	10,0-14,0%
Na ₂ O	3,5-6,5%
B ₂ O ₃	0-1,0%
CeO ₂	0-1,0%
CaO	0,5-3,0%
BaO	0-1,5%
TiO ₂	0-0,5%

Das Ausgangsglas ist für die charakteristischen Eigenschaften der *Empress* - Keramik von besonderer Bedeutung. Es besitzt wesentliche Unterschiede im Vergleich zu einem herkömmlichen Glas. Im Gegensatz zur obigen Abbildung 1 (gesteuerten Volumenkristallisation) zeigt die folgende Abbildung 2 zunächst, dass sich die Kurven J(Keimbildung) und V(Kristallisation) im Vergleich nur zu einem geringen Flächenanteil überlagern. Es ist daher nicht möglich, dieses Glas in eine Glaskeramik durch gesteuerte Volumenkristallisation (Abb. 1) umzuwandeln. Hier findet der Mechanismus der gesteuerten

Abb. 2 (gesteuerte Oberflächenkristallisation aus *Vogel, W. Die Glaschemie 1992*)



Oberflächenkristallisation statt. *Sack* (87) hat dieses technische Vorgehen zum ersten Mal beschrieben.

Bei dieser Oberflächenkristallisation wachsen die Kristalle gezielt von der Oberfläche ins Innere des Glaspartikels. Dazu werden reaktive Glasoberflächen verwendet, d.h. das Glas wird in Granulatform eingesetzt und an den Korngrenzen des gemahlene Ausgangsglases wird die Keimbildung initiiert. So entstehen nach relativ kurzer Zeit kleine Leucitkristalle durch Oberflächenkristallisation. Die Kristallbildung schreitet dann in Richtung Kornzentrum fort.

Der Leucit besitzt die Formel $K(AlSi_2O_6)$ bzw. $K_2O \times Al_2O_3 \times 4SiO_2$.

Diese Kristalle sind kristallchemisch noch stark gestört, wachsen jedoch wie Blütenblätter einer Blume um das Keimbildungszentrum herum (40, 41). Durch die Weiterverarbeitung wachsen diese Kristalle weiter.

Typ2: Die subtraktive Formgebung wird durch Maschinen erreicht, die aus industriell vorgefertigten Keramikblöcken eine Restauration (Inlay, Krone, Veneer) herausschleifen.

Nach dem Typ 2 gibt es zwei verschiedene Konzepte, keramische Inlays direkt subtraktiv herzustellen. Eine Variante ist die chairside - Methode, bei der sich das Gerät direkt beim Zahnarzt in der Praxis befindet. Der Vorteil dieses Systems liegt darin, dass der Patient in einer Sitzung auf die Restauration warten kann. Eine Versorgung mit einem Provisorium ist daher nicht nötig. Die andere Variante ist das labside - Konzept. Hier befindet sich das Gerät im Dentallabor (Datenübertragung per Diskette).

Des Weiteren unterscheidet man **digitale** (CAD/CAM-Systeme) von **analogen** (Kopiersysteme, Erosionsverfahren) Technologien. Zu den digitalen Systemen gehören die CAD (computer aided design) und die CAM (computer aided manufacturing) - Methoden, wobei zuerst eine dreidimensionale Oberfläche eines präparierten Zahnes im Computer erzeugt und schließlich aus einem Rohling die Restauration hergestellt wird (49).

Ein auf dem Markt befindliches System ist das *CEREC-System (Siemens)*, das als chairside-Gerät benutzt wird.

Für Laborgeräte gibt es das *μ -Denta (DCS/Girrbach)* Gerät.

Bei den analogen Geräten handelt es sich um Kopiergeräte. Hier muss durch den Zahntechniker eine Form in Wachs oder Kunststoff hergestellt werden. Dann wird mit Hilfe eines Abtasters ein Inlay aus einem Block geschliffen,

das der bereits existierenden Form in Wachs bzw. Kunststoff entspricht. Ein auf dem Markt befindliches Gerät ist zum Beispiel das *CELAY-Gerät (Mikrona CH)*.

Es arbeitet nach dem Kopierschleifverfahren, ähnlich wie beim Kopieren eines Schlüssels. Bei dem Prinzip der Sonoerosion handelt es sich um eine seit 1992 auf dem Markt befindliche Technologie (32). Dies ist ein Abtragungsprozess, der durch Ultraschallschwingungen (z.B. mit 20 kHz) ausgelöst wird. Es müssen zuvor metallische Negativformen (Sonotroden) erstellt werden, die vorher in Wachs modelliert werden müssen.

Ein auf dem Markt befindliches System ist das *DFE - System (Krupp/Germany)*.

Außerdem ist die direkte von der indirekten Methode zu unterscheiden.

Bei der **direkten** Methode wird der präparierte Zahn direkt im Mund des Patienten mit einer Kamera erfasst. Die **indirekte** Methode erfordert ein Gipsmodell, von dem ein virtuelles Negativ genommen wird (39).

3.1.5 Eigenschaften der IPS - Empress - Keramik

Höland und Frank (40) haben durch rasterelektronische Untersuchungen nachgewiesen, dass die Zwischenschicht, also die Schicht zwischen der Pressglaskeramik und der Sinterglaskeramik durch ein sehr dichtes Durchdringungsgefüge charakterisiert ist. Daraus resultieren vorteilhafte Eigenschaften. Es resultieren Festigkeitswerte von ca. 120 MPa sowie gute thermische Ausdehnungskoeffizienten für die *Empress* Keramik.

Die *Empress* Keramik besteht aus besonders stabilen Keramikmassen, so dass sie sogar für die Fertigung kurzspanniger Brücken geeignet wäre (66).

Sehr von Bedeutung ist die chemische Beständigkeit. Silikatische Werkstoffe können im sauren Medium eine Schwachstelle bedeuten. Daher wird eine Prüfung der Korrosionsbeständigkeit in 4%-iger Essigsäure mit einem Grenzwert von 0,5 Ma.-% für Kernwerkstoffe nach der ISO-Standard Norm 6872 (45) durchgeführt. Die *Empress* Keramik erfüllt diese Norm mit einer sehr hohen Sicherheit. Des Weiteren zeichnet sich die *Empress* Keramik durch eine ausgezeichnete Ästhetik aus (40,41).

3.1.6 Vor- und Nachteile keramischer Einlagefüllungen

Zahnfarbene keramische Restaurationen sind insbesondere bei Patienten indiziert, die eine nachgewiesene Metallunverträglichkeit haben. Des Weiteren besteht eine Indikation bei Patienten mit besonders hohen ästhetischen Ansprüchen (69).

Wichtig ist jedoch eine ausführliche Anamnese, um Kontraindikationen nicht zu übersehen.

Patienten mit Parafunktionen sowie mit Bruxismus und Jugendliche, bei denen aufgrund des großen Pulpenkavums die Gefahr einer Pulpaexposition gegeben ist, gehören zu den Patienten, bei denen eine Versorgung mit keramischen Restaurationen kontraindiziert ist (89).

Sollte eine Präparation im infragingivalen Anteil liegen, auch wenn eine Schmelzgrenze infragingival vorhanden ist, so ist die Gefahr der unzureichenden Trockenlegung zu groß und die Maßnahme somit kontraindiziert, ebenso wie bei im Dentin verlaufenden Präparationsgrenzen (69).

Vorteile keramischer Einlagefüllungen:

- substanzschonende Präparation
- Füllungsrän­der liegen supragingival
- Harmonie von Ästhetik und Funktion
- optimale funktionelle Gestaltungsmöglichkeiten der Okklusal- und Approximalflächen im Labor
- minimale Temperaturleitung
- chemisch und physikalisch resistent
- Widerstandsform der Kavität
- Farbstabilität

Nachteile keramischer Einlagefüllungen:

- 100%ige primäre Passgenauigkeit erforderlich, da Finieren oder Brünieren nicht möglich ist
- Labor muss hochwertig arbeiten, da keramische Kauflächen unter Funktionsgesichtspunkten gestaltet werden müssen
- hohe Anforderung bezüglich der Präparation und Abformung

(53,66,69)

3.2 Komposite

Komposite sind aus mehreren Komponenten zusammengesetzte, zahnfarbene Füllungswerkstoffe.

Der Aufbau der Komposite gliedert sich folgendermaßen:

1. organische Phase (organische Matrix)
2. disperse Phase (anorganische Matrix)
3. Verbundphase (bestehend aus mehrfunktionellen Haftvermittlern)

Die Grundformel für die unpolymerisierte Form der Diacrylate lautet M-R-M. M steht für die Methacrylatgruppe $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{-CO-O-}$; R steht für das Molekülskelett (60).

Die meisten Komposite bestehen aus Bisphenol A - Glycidyl - di - Methacrylat (Bis-GMA) (7). Weitere sehr gebräuchliche Dimethacrylate sind modifizierte Bis-GMAs, Tetraethylenglycoldimethacrylat (TEG-DMA) und Urethandimethacrylat. Die Verbundphase besteht aus mehrfunktionellen Haftvermittlern, den bipolaren organischen Silanverbindungen. Sie ist für den Verbund zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllern verantwortlich. *Lutz et al.* (62) unterscheiden die Partikelgröße der Füller so:

- a) Konventionelle Makrofüller
- b) Mikrofüller

3.2.1 Konventionelle Makrofüller

Durch Brech- und Mahlprozesse aus großen Quarz, Keramik und Glasklumpen werden die konventionellen Makrofüller gewonnen. Die Partikelgrößen bewegen sich in Bereichen zwischen $0,1\mu\text{m}$ - $100\mu\text{m}$.

Bei Verwendung von schwermetallhaltigen Gläsern kann eine Röntgenopazität erreicht werden (38,62).

3.2.2 Mikrofüller

Die Gewinnung der Mikrofüller findet durch Hydrolyse statt. Der Partikelgrößenbereich liegt hier zwischen $0,04\mu\text{m}$ und $0,15\mu\text{m}$.

Sie haben eine große spezifische Oberfläche von $50 - 400\text{ m}^2/\text{g}$ und können die Viskosität durch Zugabe der organischen Matrix rasch ändern. Des Weiteren wurden durch die unterschiedlichen Vorpolymerisate der Mikrofüller unterschiedliche Kompositsysteme entwickelt. Diese Vorpolymerisate unterscheiden sich durch splitterförmiges, kugelförmiges oder agglomeriertes Aussehen.

Diese Kompositsysteme werden, wie folgt, unterteilt:

1. Konventionelle Komposite
2. Hybrid Komposite
3. Homogene Komposite
4. Inhomogene Komposite

Dabei ist die Verarbeitung für diese Studie von Bedeutung.

3.2.3 Verarbeitung der verschiedenen Kompositsysteme

Die konventionellen Komposite lassen sich nicht aufgrund ihrer großen Partikelgröße polieren, da der Härteunterschied zwischen Füller und Matrix, bei gleichzeitiger Hydrolyse der Verbundphase, zum Herauslösen der Füllkörper aus der Matrix führt. Die schlechte Polierbarkeit begünstigt die Anheftung von Plaque.

Die homogenen Mikrofüller-Komposite bestehen aus Partikelgrößen von unter 1µm. Sie sind gut polierbar und haben eine große spezifische Oberfläche, die zu einer vergleichsweise hohen Viskosität führt. Um jedoch einen akzeptablen Füllergehalt zu erreichen, ging man zu inhomogenen Mikrofüller-Kompositen über. Diese lassen sich zwar polieren, besitzen aber eine höhere Wasseraufnahme und schlechtere physikalische Eigenschaften: erhöhte Polymerisationsschrumpfung, geringere Biegefestigkeit, geringere Vickers - Härte sowie ein geringes E-Modul.

An der Grenzfläche der splitterförmigen Vorpolymerisate zur Matrix kommt es unter Kaubelastung, oder auch während der Polymerisation, zu Rissen, die zu einer verringerten Verschleißfestigkeit führen.

Die Hybrid Komposite enthalten Mikro- und Makrofüller und vereinen die positiven Eigenschaften beider Kompositsysteme. 85-90 gew % Makrofüller und 10-15 gew % Mikrofüller ergeben das Hybrid Komposit. Röntgenopazität und die sehr guten physikalischen Eigenschaften gehören zu den Vorteilen der Hybrid Komposite. Mit noch kleineren (unter 2µm) Makrofüllern lassen sich Feinpartikelkomposite herstellen, die gute werkstoffkundliche Eigenschaften und ebenso ausreichende Polierbarkeit aufweisen (17,38).

3.2.4 Kompositkleber

Für die Befestigung keramischer Einlagerrestaurationen werden heutzutage Befestigungskomposite bzw. Kompositkleber verwendet. Besonders vorteilhaft bei transluzenten Inlays sind dualhärtende Materialien. Diese sind chemisch und zusätzlich lichthärtend. Dies hat den entscheidenden Vorteil, dass auch in tieferen Kavitätenabschnitten, wo Lichtpolymerisation unzugänglich sein könnte, eine Autopolymerisation in jedem Fall zu einer vollständigen Aushärtung des Kompositklebers führt. Im Gegensatz zu herkömmlichen Zementen sind die Befestigungskleber praktisch unlöslich, abrasionsresistenter sowie höher mechanisch beanspruchbar. Zusätzlich wird über den randschlussfreien Verbund, der durch die Adhäsivtechnik erzielt werden kann, eine Verstärkung der Vollkeramik - Restauration und des restaurierten Zahnes erzielt (85,105). *Brannström et al.* (8) behaupten, dass das Vordringen von pathogenen Mikroorganismen in Richtung Pulpa durch die retentive Verankerung unterbunden wird.

Es gibt heutzutage verschiedene Möglichkeiten die Komposite mit Fluorid anzureichern, um eine kariesprotektive Wirkung zu erzielen, was zu einem Vorteil der Kleber gerechnet werden kann (14,104,117). Man unterscheidet drei verschiedene Kompositviskositäten: hochviskos, mittelviskos und niedrigviskose Kompositkleber. Hochviskose Kleber lassen sich mittels Ultraschall zum Einsetzen in eine niedrigviskose Konsistenz umwandeln, so dass die Positionierung der Einlagerrestauration unproblematisch ist. Zu beachten ist beim mittelviskosen Kleber, dass kein Material mit Hilfe von Instrumenten beim Versäubern aus der Fuge gezogen wird. Auch beim niedrigviskosen Kleber ist die Gefahr, Material aus der Fuge zu entfernen groß. Es sollte ein Glyzeringel auf die Kompositfuge appliziert werden, um eine Sauerstoffinhibition zu vermeiden (19,38,54,70).

3.3 Adhäsivtechnologie

Im Gegensatz zu Phosphatzementen lassen sich adhäsiv eingesetzte Inlays retentiv und im Schmelzbereich praktisch spaltfrei eingliedern (73,83,84,85). Außerdem lässt sich die Bruchanfälligkeit des spröden keramischen Inlays mit Hilfe dieser modernen Technik mindern (105). Ein weiterer Vorteil ist die Schienung des zu restaurierenden Zahnes im Gegensatz zur Befestigung mit Phosphatzement (81,71), da die Höcker durch die Restauration nahezu mit Hilfe der Schmelz-Ätz-Technik eine Verbindung im Sinne einer restitutio ad integrum eingehen. Schließlich ist noch die substanzschonende Präparation zu erwähnen, die es ermöglicht nur die defekten, also kariösen Bereiche zu entfernen, um sie dann zu ersetzen.

3.3.1 Das Schmelz - Dentin - Adhäsivsystem

Zur Befestigung des Kompositmaterials am Zahn benötigt man für die mikromechanische Verankerung so genannte Schmelz - Dentin - Adhäsive. Ohne solche Hilfsmittel würde es aufgrund der Polymerisationsschrumpfung der Komposite zur Ausbildung von Randspalten zwischen Kompositmaterial und Zahnhartsubstanz kommen. Diese Mikrospaltbildung hätte eine Perkolation zur Folge und diese wiederum würde eine Sekundärkaries nach sich ziehen. Der Schutz der Pulpa - Dentin Einheit wäre somit nicht mehr gewährleistet. *Michael G. Buonocore* versuchte in den 50er Jahren mit Hilfe der Schmelz - Ätz - Technik niedrigviskose Komposite mikromechanisch am Zahnschmelz randdicht zu verankern (11).

3.3.2 Schmelzhaftung

Der Zahnschmelz wird nach der Reinigung mit einer fluoridfreien Prophylaxepaste mit einer 37%igen Phosphorsäure 30 sec. angeätzt. Nach dem Absprühen mit Wasserspray wird der Schmelz getrocknet. Es entsteht ein weiß opaker Schmelzbereich. Die so entstandene mikroretentive Schmelzgitterstruktur ist nun für die Anwendung von Haftvermittlern vorbereitet. Beim Ätzen geht eine Schmelzschicht von ca. 10µm irreversibel verloren, des Weiteren reichen Spalten, Gruben und Gruften bis in eine Tiefe von 30 - 50 µm. Durch einen solchen Ätzvorgang wird eine vergrößerte Oberfläche erreicht. Diese Oberfläche ist sehr anfällig auf Kontamination durch Speichel, Blut, Sulkusflüssigkeit oder Atemfeuchtigkeit (3). Eine Verwendung von Kofferdam ist daher bei der Säure - Ätz - Technik obligat. Es kommt bei der Verwendung von niedrigviskosen Kompositmaterialien bzw. einem Schmelzhaftvermittler (Bonding) zu einem mikromechanischen Verbund zwischen Zahnschmelz und Komposit aufgrund geometrischer und rheologischer Effekte (61). Wegen dieser mikromechanischen Haftung kommt es bezogen auf den Zahnschmelz zu einer randspaltfreien Versorgung.

3.3.3 Dentinhaftung

Aufgrund der chemischen Zusammensetzung des Dentins kann das hydrophobe Kompositmaterial keine mikromechanische Haftung mit ihm eingehen – bedingt durch die Feuchtigkeit würde es zu einer Randspaltbildung

kommen. Diese Problematik führte zur Entwicklung der Dentinhaftvermittler (33,38).

Sie gehen eine Verbindung mit dem Dentin einerseits und dem Kompositmaterial andererseits ein. Die Dentinadhäsive bestehen aus drei Komponenten.

1. Conditioner
2. Primer
3. Polare Gruppen

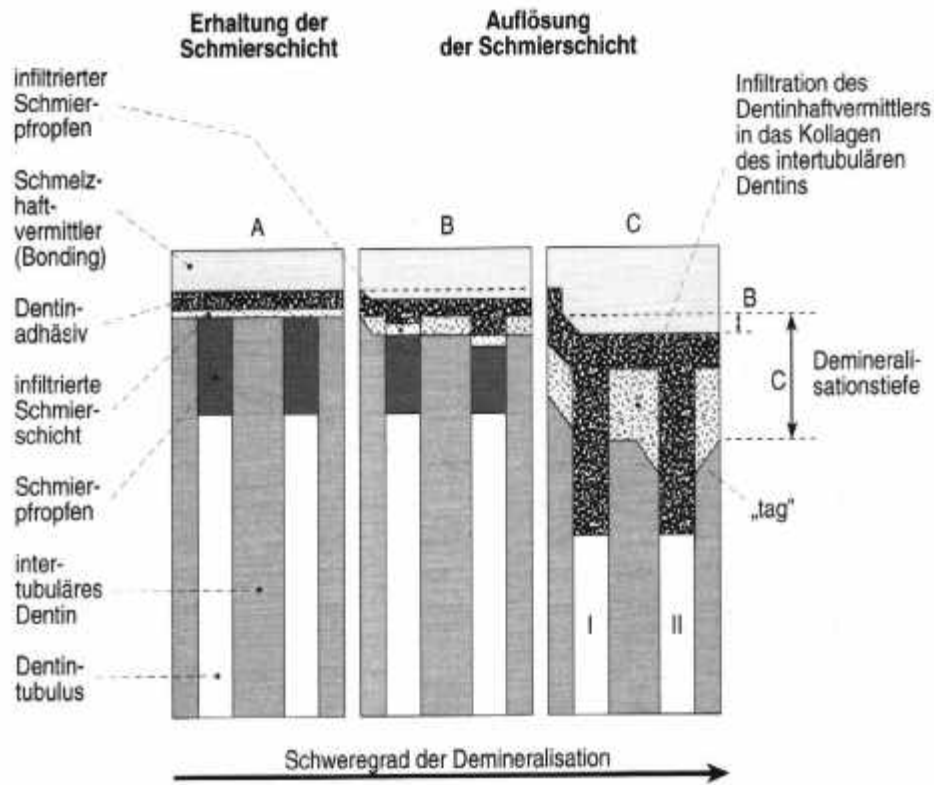
Als Conditioner werden Phosphorsäure (10-40%ig), Zitronensäure (10%ig) und Polyacrylsäure sowie Salpetersäure (4%ig) verwendet. Bei den Primern handelt es sich um hydrophile Monomere, die eine hervorragende Wasserkompatibilität besitzen. Die polaren Gruppen sind z.B. Hydroxyl-Methacrylat (HEMA) oder Polyethylenglycol-Dimethacrylat (PEG-DMA).

Diese reagieren mit dem konditionierten Dentin und bilden so die Vermittlerschicht zwischen der feuchten Dentinoberfläche und dem Kompositmaterial. Die Adhäsivmaterialien sind ebenso wie die Primer wasserkompatibel. Sie enthalten ebenso HEMA und PEG-DMA. Zusätzlich sind für die Schmelzkonditionierung niedrigviskose Dimethacrylate beigemischt. Als Lösungsmittel enthalten sie Aceton und/oder Alkohol. Die Dentinadhäsive haben zwei reaktive Gruppen, von denen die hydrophile Gruppe mit dem Dentin und die hydrophobe Gruppe mit dem Kompositmaterial reagiert. Die modernen Dentinadhäsive bestehen heute nur noch aus einem Material und nicht mehr aus zwei Komponenten (33,38).

3.3.4 Die drei Verbundmechanismen

Die Haftprinzipien der Dentinadhäsive haben eine Entwicklung durchlaufen. Die erste Stufe dieser Entwicklung war, dass die Schmierschicht (smear layer), die meist 2 - 5µm dick ist, auf dem Dentin vorhanden bleibt. Hierbei sind nur die Monomere in die Schmierschicht eingesickert und haben diese verstärkt. Eine Haftung am Dentin war nur an der obersten Schicht herzustellen. Der nächste Schritt war der Versuch, die Schmierschicht vollständig aufzulösen. Hier wurden die Dentintubuli eröffnet. Hierbei sollte das Ziel, nämlich ein mechanischer Verbund, ähnlich dem Schmelzverbund, durch die Ausbildung von Retentionszapfen, erreicht werden. Die Scherhaftung war stark verbessert, jedoch kam die Diskussion der Pulpaunverträglichkeit auf. Das momentan gültige Konzept ist die vollständige Auflösung der Schmierschicht. Ebenso werden die Dentintubulieingänge demineralisiert. Diese Tubuli haben eine Tiefe von 2 - 10µm (51). Es kommt zu einer Demineralisation des intertubulären Dentins. Durch die Primer wird eine Hybridschicht am Übergang zwischen Dentin und Kompositmaterial gebildet. Das freigelegte Kollagennetzwerk wird mit Kunststoff komplett bis zur nicht demineralisierten Dentinegrenzfläche imprägniert und verstärkt. Bei der Hybridschicht handelt es sich also um eine mikromechanische Retention des Kunststoffes am Dentin (38,110,111).

Abb. 3 Komposit-Dentin-Verbundmechanismus nach Vorbehandlung mit unterschiedlichen Dentinhaftvermittlern (aus Einführung in die Zahnerhaltung, *E.Hellwig/J.Klimek/T.Attin* 1995)

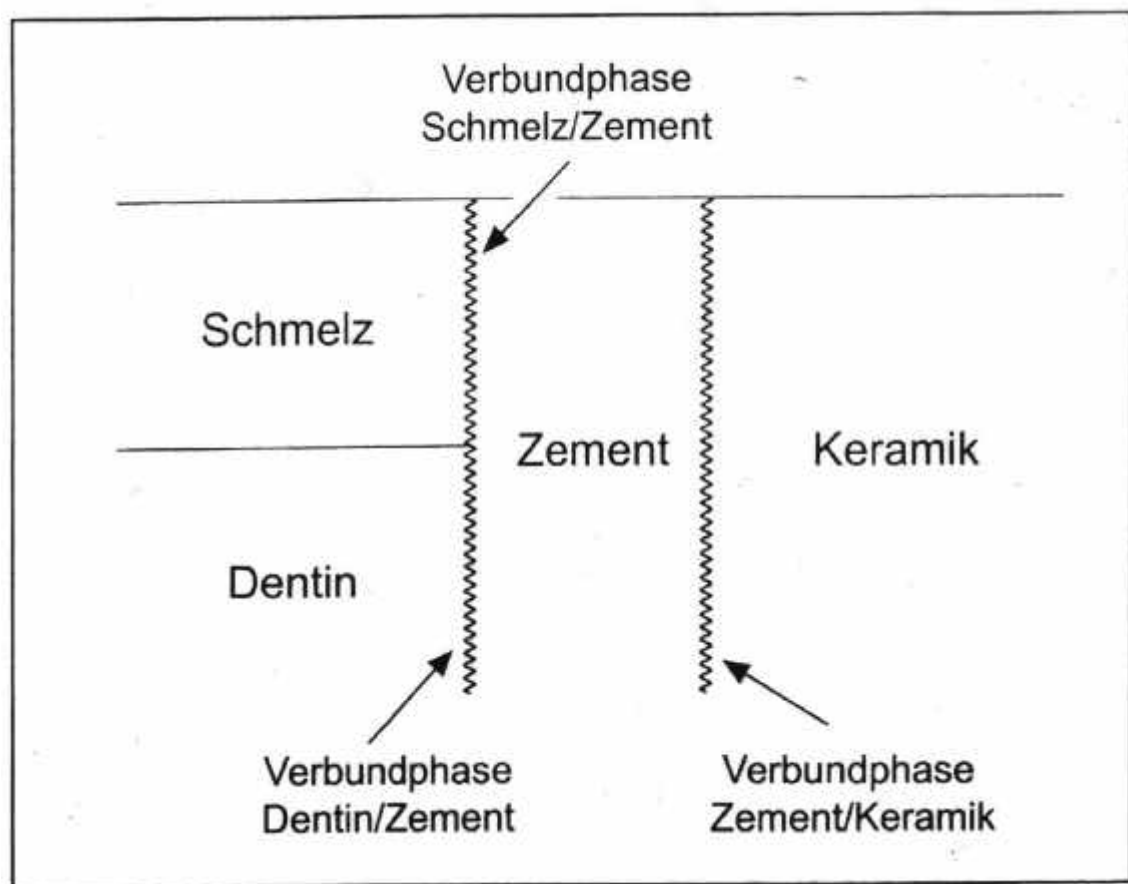


3.4 Verbundverhältnisse

Das bei der Adhäsivtechnik aufzubauende Verbundsystem zwischen der Keramik und den Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin setzt sich wie folgt zusammen:

- aus den drei Substratoberflächen: Schmelz, Dentin und Keramik
- dem Befestigungszement und
- den Verbundphasen Schmelz/Zement, Dentin/Zement und Zement/Keramik

Abb. 4 Schematische Darstellung des Verbundsystems Keramik/Komposit/Zahnhartsubstanzen



Die Befestigung keramischer Inlays mit Kompositklebern unter Anwendung der Adhäsivtechnik ist, bedingt durch die unterschiedlichen Oberflächenverbundphasen und das schichtweise Aufbau dieses Verbundes, als ziemlich arbeitsintensiv und verarbeitungssensibel anzusehen.

Im Gegensatz zu den herkömmlichen Zementierungstechnologien mit Phosphatzementen, bietet dieses System entscheidende werkstoffkundliche Vorteile. Die Kompositzemente sind praktisch unlöslich, abrasionsresistenter sowie höher mechanisch beanspruchbar.

3.4.1 Kompositbefestigungsmaterialien

Kompositbefestigungsmaterialien sind besondere Kompositfüllungsmaterialien, die meist durch die Reduktion des Füllstoffgehaltes, das Fließverhalten und die Viskosität dem entsprechenden Anwendungszweck angepasst sind. Es werden für die Befestigung Feinpartikelhybride und homogene Mikrofüller - Komposite verwendet.

Eine Norm für Kompositbefestigungszemente in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften, wie Fließverhalten und Filmdicke, gibt es noch nicht.

Die Verschleißerscheinungen der Kompositzemente kommen in der Regel nicht durch Okklusionskontakte. Vielmehr ist hier eine Abrasion durch die Verwendung von Zahnbürsten/pasten sowie Speisepartikeln festzustellen. Des Weiteren können durch Spannungskonzentration bei Kaubelastung Verschleißerscheinungen im Randbereich der Restauration auftreten (58,63).

3.4.2 Verbund zwischen Keramik und Kompositbefestigungsmaterial

Unbestritten ist, dass sich durch die Oberflächen - Silanisierung ein guter Verbund zwischen der anorganischen Keramik- bzw. der Glasmatrix und einem organischen Polymer erzielen lässt. Beispiele dafür sind die glasfaserverstärkten Kunststoffe (109). Bei dieser Oberflächenmodifizierung geht man von der Reaktion des hydrolysierten Silans mit den freien Hydroxylgruppen der silikatischen Keramik bzw. der Glasoberfläche aus. Zur zusätzlichen Vergrößerung der Verbundfläche wird mit Hilfe von Flusssäure die Keramik vorbehandelt. Die Silanisierung wird für die Verbesserung des

Verbundes zur Oberflächenkonditionierung von Glasfüllstoffen mit Kompositfüllungsmaterialien (12), sowie zur Reparatur von Keramikverblendungen benutzt (9).

Hayakawa et al. (37) sowie *Hofmann et al.* (43) haben die Frage aufgeworfen, ob die Flusssäureätzung überhaupt für die Befestigung von Vollkeramik-Restaurationen nötig ist. Allerdings sind sie zu dem Schluss gekommen, dass auf eine Flusssäureätzung verzichtet werden kann, allerdings nicht auf die Silanisierung. *Wolf et al.* (116) sowie *Stangel et al.* (97) bauen stärker auf die mikromechanische Verankerung und empfehlen die Kombination Flusssäure-ätzung und Silanisierung.

Bei der Temperaturwechselbelastung kommt es für den Komposit/Keramik Verbund zur stärksten Stressbelastung (15, 99). Verantwortlich sind hier sicherlich die unterschiedlichen Elastizitätsmodule.

3.4.3 Verbund zwischen Schmelz und Kompositbefestigungsmaterial

Die einzige verlässliche Methode bei der mikromechanischen Verankerung ist die Säure-Ätz-Technik, die als die bewährte Methode gilt. Dies geschieht mit 37%iger Phosphorsäure und dauert im Normalfall 30-60 sec. lang. Die Güte des Retentionsmusters ist abhängig von morphologischen und chemischen Eigenschaften der Kristallstruktur des Schmelzes und von der Art und Konzentration der Säure sowie der Dauer des Ätzvorganges (65).

Es gibt Bestrebungen, Schmelz und Dentin gleichzeitig zu ätzen, um eine Vereinfachung der Adhäsivtechnik zu erreichen. Dabei würden 10%ige Phosphorsäure, Maleinsäure oder Oxalsäure eingesetzt werden. *Swift et al.* (103) haben jedoch eine signifikante Abnahme der Schmelzhaftung bei dieser

Methode festgestellt. Nach ihnen sollte eine Schmelzkonditionierung weiterhin mit 37%iger Phosphorsäure stattfinden.

Weiterhin wird die Trockenlegung zur Vermeidung von Flüssigkeitskontamination diskutiert. Nach der Studie von *Smales* (93) könnte man zu dem Schluss kommen, dass kein Kofferdam zwingend nötig sei. Die Studie verlief über 10 - 15 Jahre und erhob einen Vergleich zwischen Kompositfüllungen, die mit und ohne Kofferdam gelegt wurden. Allerdings ist das Misserfolgsrisiko geringer bei der Verwendung von Kofferdam, da eine Kontamination der Verbundfläche ausgeschlossen wird.

3.4.4 Verbund zwischen Dentin und Kompositbefestigungsmaterial

Die Konditionierung von Dentin und Schmelz mit einem Konditionierer ist sehr schwierig, weil zwei verschiedene Effekte erzielt werden sollen. Der Schmelz braucht ein Retentionsmuster für die Aufnahme des Bondings, das durch die Säure - Ätz - Technik erreicht werden kann. Das Dentin besitzt jedoch nach der Präparation einen smear layer, eine inhomogene Schicht aus Schmelz- und Dentinpartikeln, denaturierten Kollagen und Resten von Odontoblastenfortsätzen, häufig kontaminiert mit Speichel und Mikroorganismen (38,60).

Diese Schicht gilt es so vorzubehandeln, dass ein Verbund zum Kompositmaterial möglich wird. Dies wird mit Hilfe von Konditionierern (Säuren, Chelatoren), selbstkonditionierenden Primern (Dicarbonsäuren, Aminosäuren) und Primern (hydrophile Monomere) bewirkt (60).

Bei der Konditionierung wird die smear layer entfernt und die Dentinoberfläche decalzifiziert, wobei die Kollagenfibrillen teilweise

freigelegt werden (77). Die zwischen den Proteinketten entstandenen Lücken werden dann von den Monomeren der Adhäsive oder den selbstkonditionierenden Primern gefüllt. Nachdem dann polymerisiert wurde, bildet sich zwischen den Proteinketten und dem Methacrylatpolymernetzwerk eine Verbundzone aus, die als Hybridzone bezeichnet wird. Wird jedoch mit 37%iger Phosphorsäure geätzt, so findet eine Denaturierung und ein Kollabieren des Kollagen - Faserwerks an der Dentinoberfläche statt. Die Ausbildung einer Hybridzone wird dadurch jedoch beeinträchtigt (77). Monomere, wie Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), können das Kollabieren des Faserwerkes jedoch rückgängig machen, wodurch eine Hybridzone wiederentsteht. Unbekannt ist jedoch immer noch die Langzeitwirkung der Denaturierung der Kollagenproteinketten durch die Phosphorsäure auf die Dentinhaftung.

3.4.5 Dichtigkeit der Kompositbefestigungsmaterialien

In der Literatur gibt es keine Untersuchungen, die direkt auf die Dichtigkeit der Kompositbefestigungsmaterialien hinweisen. Alle In-Vivo und In-Vitro – Untersuchungen beziehen sich auf die Verbundverhältnisse der einzelnen Verbundphasen. Um wissenschaftliche Untersuchungen vergleichend anführen zu können, die mit Hilfe der Farbstoffpenetration Aufschlüsse über Dichtigkeitsverhältnisse nach auflichtmakroskopischen Untersuchungen geben, müssen neben Studien mit Keramikrestaurationen auch Studien mit Kompositrestaurationen betrachtet werden. Des Weiteren liegen keine Langzeituntersuchungen vor, die ohne jegliche Stress-Belastung durchgeführt wurden.

Die In-Vitro Studie über das Randspaltverhalten von *IPS-Keramikinlays* von *Thonemann et al.* (106), die mit verschiedenen Dentinadhäsiven eingesetzt wurden, ergaben Randundichtigkeiten, die durch Farbstoffpenetration bewiesen wurden. Auch bei Kompositinlays waren Randundichtigkeiten vorhanden, die in der In-Vivo Studie über das Randschlussverhalten von Kompositinlays aus *SR-Isosit* von *Hannig et al.* (35) beschrieben wurden. *Hoffmann et al.* (43) stellten bei der Farbstoffpenetration eine sehr gute Randdichtigkeit fest, obwohl diese Keramikinlays zusätzlich zur thermischen Wechselbelastung einer okklusalen Schwelldruckbelastung ausgesetzt waren. Für die Undichtigkeit der Grenzflächen bieten *Feilzer et al.* (22) eine Erklärung in ihren Untersuchungen. Bei der Polymerisation von dünnen Komposit-schichten, wie es beim Eingliedern von Keramikinlays der Fall ist, erhöht sich die Polymerisationsschrumpfung und daraus resultieren Spannungen. *Kern et al.* (48) beschrieben, dass es durch längerfristigen Wassereinfluss zu einer Schwächung des Verbundes zwischen Komposit-matrix und den Füllerpartikeln kommen könnte. Es scheint hier zu einer hydrolytischen Degradation des Komposit-Klebers selbst gekommen zu sein. Die Undichtigkeit des „Zementes“ selbst könnte durch schlechtes, blasiges Anmischen mit der Hand oder schlechtes Applizieren mit Lufteinschlüssen in die Kavität resultieren. Wie sich jedoch eingeschlossener Sauerstoff im ausgehärteten Kompositbefestigungszement auf die Dichtigkeit auswirkt, bleibt einer neuen Untersuchung vorbehalten.

4 Material und Methode

4.1 Geprüfte Materialien

Das *IPS - Empress* Keramiksortiment umfasst Keramikrohlinge, Malfarben, Charakterisierungsfarben, Glasurflüssigkeit und Zubehör, wie Pinzette und Objektträger.

Bei den drei verwendeten Kompositbefestigungsmaterialien handelte es sich um folgende Produkte:

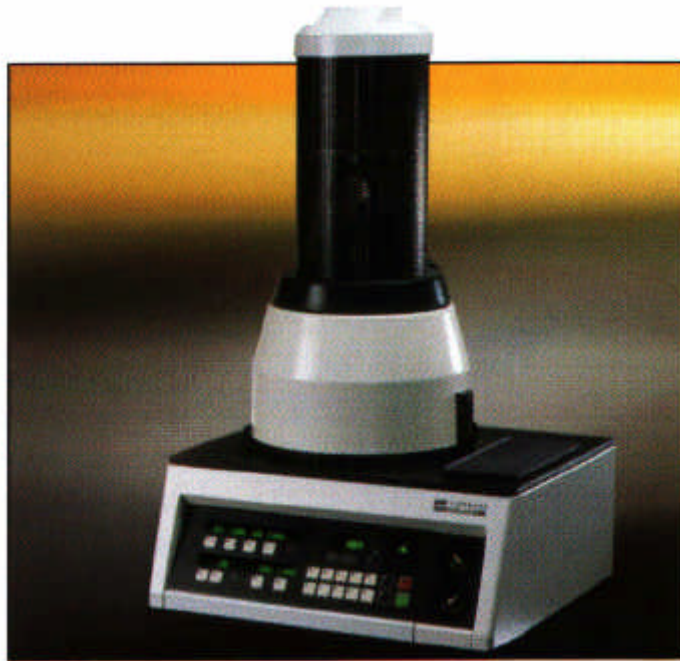
1. *Variolink II/Syntac Classic* (Vivadent)
2. *Compolute/EBS-Multi* (Espe)
3. *2 bond 2/Solid-Bond* (Haeraeus-Kulzer)

In dieser Studie wurde allerdings kein Wert auf Ästhetik gelegt, so dass auf Malfarben und Charakterisierungsfarben verzichtet wurde. Des Weiteren war ein Aluminiumoxydkolben vorhanden, der nach dem Keramikrohling in die Muffel gesteckt werden musste. Er wurde anschließend vom Pressofen so lange gedrückt, bis die Hohlform mit Keramik ausgefüllt war.

4.2 Verwendete Geräte

Bei den verwendeten Geräten handelte es sich erstens um den speziell für die *Empress* Technik entwickelten Pressofen *EP500*.

Abb.5 Der Ofen *EP 500*



Er ist in der Lage, Keramik in heißem Zustand, wenn sie plastisch verformbar ist, in einen Hohlraum zu drücken. Dabei sind die Rohlinge zu verwenden, die vom Hersteller bereits im Hochdruckverfahren verdichtet wurden, und die aus einer Leucit verstärkten Keramik mit hohem Glasanteil bestehen. Durch dieses Hochdruckverfahren werden Porositäten eliminiert und die Ausbreitung von Mikrorissen vermieden (10). Im Pressofen *EP 500* herrscht wiederum ein Druck von 3-4 bar.

Zweitens stand ein Keramikbrennofen, der *Programmat P 95*, zur Verfügung. Hier wäre es möglich gewesen, die speziellen Charakterisierungs- bzw.

Malfarben für eine bessere Ästhetik aufzubrennen. Benötigt wurde er allerdings nur zum Aufbrennen der Glasurmasse.

4.3 Chronologisches Vorgehen

Es wurden *IPS - Empress - Glaskeramik* - Inlays (*Ivoclar/Liechtenstein*) mit den drei verschiedenen Kompositbefestigungszementen in dreißig kariesfreien extrahierten Molaren adhäsiv befestigt, die über einen Zeitraum von neun Monaten gesammelt wurden. Dazu wurden jeweils zehn Zähne, fünf Oberkiefermolaren und fünf Unterkiefermolaren für ein Material verwendet.

In diesem Zusammenhang war es wichtig darauf zu achten, dass die Zähne absolut defektlos waren, so dass keine Unterfüllungen zum Ausblocken der Kavitätenformen gelegt werden mussten, um die Resultate nicht unkontrolliert zu beeinflussen. Bei den Zähnen handelte es sich um die Multicuspidaten, die durch Operationen (bei den dritten Molaren) oder durch geschädigte Parodontien (erste und zweite Molaren) entfernt wurden. Alle Zähne wurden bis zum Versuchsstart in physiologischer 0,9%iger NaCl-Lösung aufbewahrt.

Die Kavitätengröße bestand aus einer standardisierten MOD-Kavität. Das *IPS - Empress* - System wurde aufgrund der sehr guten Passgenauigkeiten der Inlays und aufgrund des herkömmlichen Herstellungsverfahrens nach dem Lost - Wax - Prinzip gewählt. Durch die *Empress* - Technik resultieren Inlays mit absolut scharfen Randbereichen (108). Des Weiteren ist *Empress* eine Keramik, die keine signifikant höhere Abnutzung der Antagonistenkontakte im Schmelz verursacht, was für den klinischen Aspekt von Bedeutung ist. Auch die sehr gute Ästhetik, die mit diesem Material erreicht werden kann,

jedoch nur klinisch relevant ist, war Grund für die Entscheidung für das *IPS - Empress* - System.

Insgesamt wurden mit jedem Material zwei Versuchsreihen durchgeführt.

1.Versuchsreihe(N = 15): Zwei Jahre Wasserlagerung bei Zimmertemperatur

2.Versuchsreihe(N = 15): Zwei Jahre Wasserlagerung bei Zimmertemperatur

mit anschließender 7-tägiger Temperatur-

Wechselbelastung in einem Temperaturbereich

von 5°C bis 55°C (840 Zyklen)

Nach der Versuchsreihe wurden alle Zähne zwölf Stunden lang in eine Farbstofflösung (*Fuchsin*) eingelegt. Sie wurden anschließend in ihrer Breite vermessen und danach fertigte man pro Zahn vier gleichgroße Schnitte in Zahnlängsachsenrichtung an. Des Weiteren wurden drei Querrillen mit definierten Schnitttiefen (0,6/0,8/1,0 mm) in den approximalen Zahnlängsachsenschnitten am Übergang Inlay-Zahn transversal angelegt. Dabei verlief die Schnitttiefe von 1,0 mm zervical, die Tiefe von 0,6 mm koronal und die Schnitttiefe von 0,8 mm medial.

Alle Schnitte wurden auf Objektträger (siehe Abb. 22, S. 61) aufgeklebt, und unter einem Messmakroskop (*Leitz/Wetzlar*) wurde die Eindringtiefe (unter 200-facher Vergrößerung) des Farbstoffes in den okklusalen Kavitätenbereichen bestimmt.

In den approximalen Schnitten wurde pro Querrille eine Ja / Nein -Bewertung über die Farbstoffpenetration erhoben. Das Vorgehen wird im Folgenden erläutert.

4.3.1 Die Präparation der Zähne

Nachdem die Zähne mit dem Airflow, um anhaftende Beläge komplett zu entfernen, abgestrahlt und mit Bürstchen und einer fluoridfreien Prophylaxepaste gereinigt waren, wurden die Wurzeln in einen Kunststoffblock (*Paladur/Kulzer*) so eingebettet, dass die Kaufläche des Zahnes parallel zur Tischebene ausgerichtet war.

Abb. 6 Eingebetteter Zahn

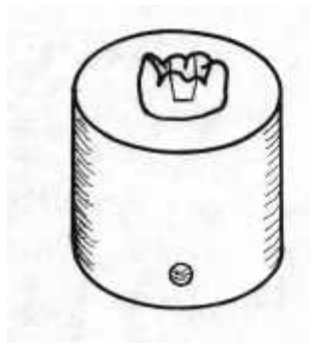
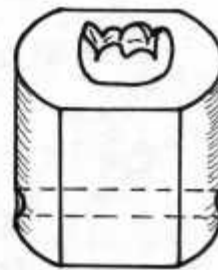
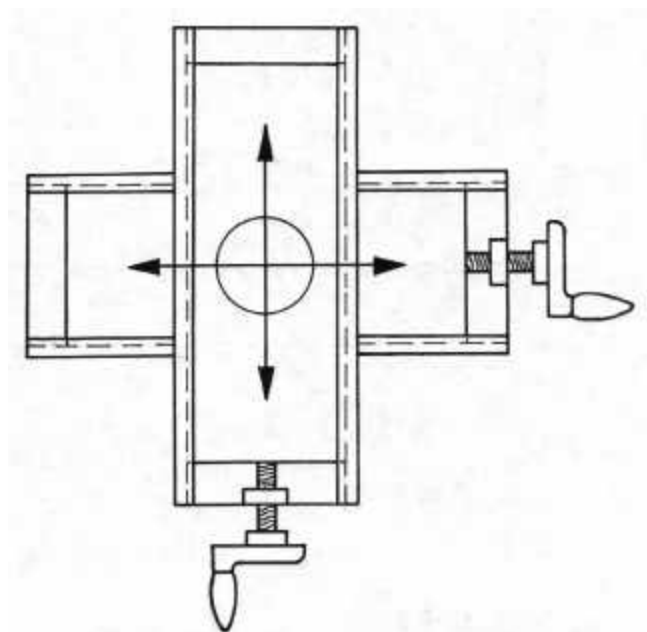


Abb. 7 Zahn vor dem Schneiden



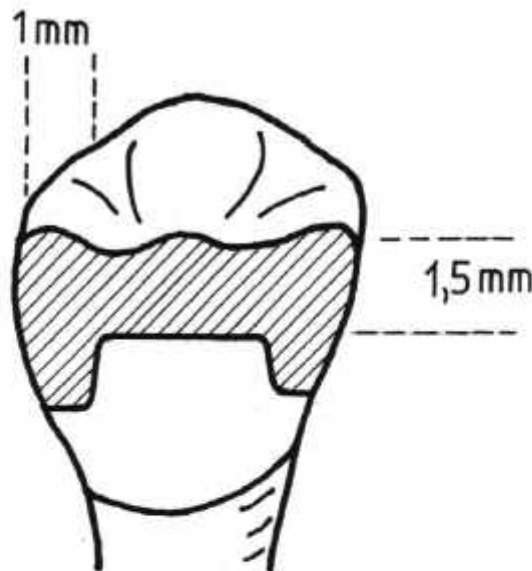
Anschließend wurden die Blöcke mit Zähnen in eine speziell für die Präparation der Zähne hergestellte Apparatur, den so genannten Kreutztisch eingespannt.

Abb. 8 Schema Kreutztisch



Die Bewegungen des Kreuztisches ließen sich in transversaler und sagittaler Richtung ausführen. Ein rotes Winkelstück wurde in die Halterung eingespannt. Nun konnte durch Bewegung des Zahnes eine MOD-Präparation standardisiert vorgenommen werden. Die Präparation sowie die Verarbeitung der Materialien entsprachen exakt den Vorgaben der *IPS - Empresstechnik*. Die Kavitätentiefe betrug generell mindestens 1,5 mm; die Kavitätenbreite mindestens 1 mm; die Grenzen verliefen im Zahnschmelz.

Abb. 9 Kavitätenform



Bei MOD-Restaurationen beträgt die Minimaldicke für die Keramikrestauration okklusal bei einem schmalen Isthmus 1,5mm, bei einem breiten Isthmus 1 mm. Approximal genügt in beiden Fällen 1 mm.

Die Divergenz der Kavitätenwände betrug ca. 6° , die auf Grund der Diamantenkonizität exakt eingehalten werden konnte. Nach der Grobpräparation mit einem Diamantschleifer der Körnung $100\mu\text{m}$ wurde der

Präparierdiamant ausgetauscht und ein Finierer mit der Korngröße 30µm eingespannt. Dadurch wurde die Kavität finiert. Die approximalen Kästen waren ohne Randanschrägung präpariert worden (dabei resultierte ein Randabschluss von 90°). Die Präparation im Kavitätenboden war leicht abgerundet, um Spannungsspitzen im Inlay zu vermeiden.

4.3.2 Die Abformung

Nach Beendigung der Präparation am Kreutztisch wurde jeder Zahn nochmals unter dem Stereomikroskop (*Leitz, Wetzlar*) bei zwölffacher Vergrößerung kontrolliert. Es wurde auf die richtige Lage des Präparationsgrenzenverlaufs und auf eventuelle Imperfektionen der Präparationsränder geachtet und, falls nötig, nachfiniert. Die Grenzen wurden stets im Schmelz gehalten. Der Kunststoffblock wurde dann in eine wiederum speziell für die Abformung konstruierte Vorrichtung eingespannt. Hier wurde nach der Doppelmischtechnik standardisiert abgeformt. (*Dimension Penta-H/Garant ESPE, SEEFELD*) Es handelte sich dabei um ein hoch- und ein niedrigviskoses Material, das gleichzeitig angemischt und appliziert wurde. Nach dem Trocknen des Zahnes mit ölfreier Luft wurde der abzuformende Zahn zunächst mit dem dünn fließenden Material, das aus einer Mischkanüle, d.h. einer Kartusche gedrückt wurde, umspritzt und danach das hochviskose Material, das aus dem Pentamixgerät (*ESPE, SEEFELD*) kam, in die Vorrichtung gedrückt, die dann über den Zahn gestülpt wurde (29,67,68).

4.3.3 Anprobe und Eingliedern der Inlays

Die fertigen *IPS - Empress* Inlays wurden am natürlichen Zahn anprobiert. Es wurde darauf geachtet, dass das Inlay ohne Kraftanwendung exakt in der Kavität, ohne zu schaukeln, saß. Bei Inlays, die im Zahn klemmten, wurde eine nochmalige Kontrolle auf dem Meister- und dem Zweitmodell vorgenommen. Hierzu wurde eine Kontrollpaste (Tusche) verwendet, um Stellen, die zuviel Friktion hatten, zu markieren. Die Verwendung von Indikatorpasten ist jedoch wegen ihrer schlechten Entfernbarkeit nicht unproblematisch (107). Nachdem sich das Inlay ohne jegliche Schwierigkeit in die Modelle einsetzen ließ, wurde die verbleibende Tusche mit Aceton entfernt. Diese Passungsungenauigkeiten kamen sehr selten vor. Danach war eine Korrektur nicht mehr nötig. Die Inlays ließen sich ohne Probleme in die Zahnkavität einbringen, und nun konnte nach den Herstellerangaben der Kompositkleber das Keramik-Inlay einzementiert werden.

4.3.4 Adhäsives Einsetzen mit Variolink (Vivadent)

Bei der Anwendung von Adhäsivmaterialien war die Anwendung von Schutzbrille und Schutzhandschuhen obligat. Das Inlay wurde von der Assistenz von evtl. Rückständen (Fett, Pulver, Gips, Isoliermittlrückstände) nochmals in Aceton gereinigt. Nun durften die Inlays nicht mehr kontaminiert werden. Das Inlay wurde mit Flusssäure 5% angeätzt. Dabei wurden aus der Keramik Glasanteile selektiv herausgelöst. Nach 60 sec. wurde das Ätzgel

abgesprüht. Danach folgte die Silanisierung mit *Monobond S*. Nach der Einwirkzeit des *Monobond S* wurde das Inlay mit ölfreier Luft getrocknet. Zur gleichen Zeit wurde vom Behandler die Kavitätentoilette mit Chlorhexidindigluconat vorgenommen und die Kavität getrocknet. Danach folgte das Anätzen des Schmelzes mit 37%iger Phosphorsäure 30 sec. lang. Nachdem die Kavität trocken war, wurde das Dentinadhäsiv *Syntac Primer* 15 sec. in die Kavität eingepinselt und danach getrocknet. Darauf folgte die Benetzung mit *Syntac Adhesive* für 10 sec. Sofort folgte das Trocknen. Zum Schluss wurden Inlay und Kavität mit *Heliobond* benetzt. *Variolink* wurde mit einem Kunststoffspatel 1:1 angemischt. Metallspatel führen zu Verfärbungen des Einsetzkomposits und somit zu einem schlechten ästhetischen Ergebnis. Inlay und Kavität wurden mit *Variolink* konditioniert und schließlich wurde das Inlay mit leichtem Druck in den Zahn eingegliedert. Die Überschüsse wurden vorsichtig mit einem Pinsel entfernt. Dann folgte die Lichtpolymerisation für 60 sec. mit dem Polymerisationsgerät *Heliolux GT* (*Vivadent, Schaan*) von jeder Seite. Nach dem Härten wurden die Zähne mit Feinstdiamanten und Silikonpolierern (*Ivoclar, Schaan/Liechtenstein*) ausgearbeitet und unter dem Stereomikroskop kontrolliert (46). Der Zahn war nun für den Versuch vorbereitet.

4.3.5 Adhäsives Einsetzen mit Compolute (Espe)

Die Keramik sowie der Zahn wurden wiederum gründlich gereinigt. Danach wurde das Keramikinlay mit *ESPE-SIL* silanisiert. Der Zahn wurde mit *EBS - Multi*, einem aus drei Komponenten (Ätzelgel, Primer und Bond) bestehendes Bonding - System, vorbehandelt. *EBS - Multi* wirkte 20 sec. auf Schmelz und

Dentin ein. Danach wurde es mit Wasserspray entfernt und die Kavität mit ölfreier Luft getrocknet. Nun wurde *EBS - Multi - Primer* für 20 sec. in die Kavität mit einem Pinsel einmassiert. Nach Herstellerangaben ist das Einmassieren des Primers besonders wichtig, da nur so ein optimaler Haftverbund zustande kommt. Danach wurde der Primer leicht verblasen und *EBS - Multi Bond* auf Schmelz und Dentin appliziert und 20 sec. einmassiert. Auch *EBS - Multi Bond* wurde leicht verblasen. Nun wurde das Kompositmaterial für 10 sec. im Hochfrequenzmischer angemischt. Das *Compolute Aplicap* wurde in der gesamten Kavität, an den Wänden ebenso wie am Boden, gleichmäßig benetzt. Ebenso wurde das Inlay mit *Compolute Aplicap* benetzt und schließlich in die Kavität eingebracht. Auch hier wurden mit Hilfe eines Pinsels die Überschüsse vorsichtig und sorgfältig entfernt. Es folgte die Lichthärtung 40 sec. von okklusal sowie 20 sec. für mesial und 20 sec. für distal. Die Autopolymerisation sollte nach Herstellerangaben vier Minuten später (nach Mischbeginn) abgeschlossen sein. Auch hier wurden die Überschüsse mit Feinstkorndiamanten sowie mit Silikonpolierern ausgearbeitet und poliert (21).

4.3.6 Adhäsives Einsetzen mit 2 bond 2 (Haeraeus-Kulzer)

Der Zahn wurde bei der Zementierung mit *2bond 2* nach der Total - Etch - Technik 30 sec. lang angeätzt. Danach wurde das 37% Phosphorsäure Ätzelgel mit Wasser abgesprüht und die Kavität getrocknet. Mit einem Pinsel wurde 30 sec. lang das Dentinadhäsiv (Primer) *Solid-Bond P* einmassiert und leicht verblasen. Danach folgte *Solid-Bond C*, ein Dentinkonditionierer, der ebenso 30 sec. einmassiert und leicht verblasen wurde. Danach fand eine 20 sec.

lange Lichtpolymerisation statt. Vor dem Ätzen wurde die Verbundfläche mit 50µm Al₂O₃ und 2 bar Druck im Labor angeraut. Das Keramikinlay wurde auch bei diesem System 60 sec. lang geätzt; das Ätzgel danach mit Wasser abgesprüht. Es folgte die Silanisierung mit dem *Silicoup* - Gemisch, das aus 2 Komponenten A und B bestand. Es musste zuerst Komponente A mit B gemischt werden, danach folgte das Auftragen am Zahn. Die gemischte Flüssigkeit war nach Herstellerangaben nur vier Wochen haltbar.

Nachdem das Silan am Inlay getrocknet war, wurde die *2bond2* Basispaste ca. 30 sec. lang mit dem *2bond2* Katalysator 1:1 auf einem Anmischblock gemischt und dünn auf der vorbehandelten Verbundfläche des Inlays aufgetragen. Ebenso wurden die Kavitätenwände und der Boden leicht benetzt. Das Inlay wurde mit leichtem Druck eingesetzt, die Überschüsse wieder mit einem Pinsel entfernt, und schließlich folgte die zwei minütige Lichtpolymerisation von allen Seiten. Das Inlay wurde während der Polymerisation in Sollposition gehalten. Nach Herstellerangaben ist die Polymerisation fünf Minuten nach Insertion abgeschlossen.

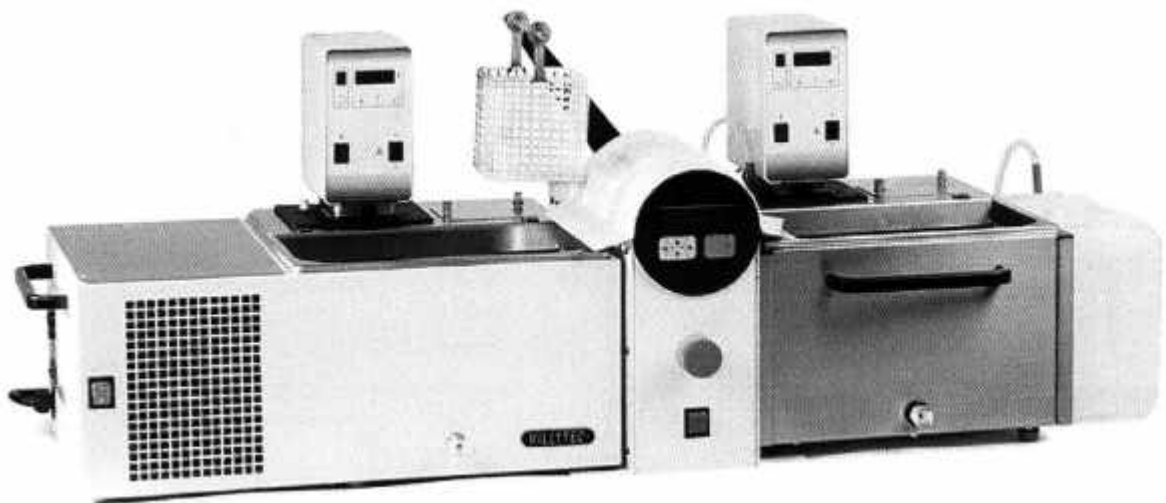
Hier wurden wieder Finierdiamanten und Silikonpolierer für die Ausarbeitung verwendet (55).

Unter dem Binokular war jede Politur auf Zementüberschüsse und Imperfektionen untersucht worden. Falls notwendig, wurde nachpoliert. Dadurch können Verfälschungen der Randevaluationsresultate durch Ausarbeitungsfehler vermieden werden (13). Defekte Zähne wurden für Probedurchläufe verwendet.

4.3.7 Versuchsdurchführung

Alle Zähne wurden im März 1999 eingeklebt und bis März 2001 in physiologischer Kochsalzlösung bei Raumtemperatur gelagert. Im März 2001 wurde mit der Hälfte aller Zähne ein Temperaturwechselbelastungsversuch für sieben Tage gestartet. Zwei Bäder mit unterschiedlichen Temperaturen standen zur Verfügung. Das Kaltbad hatte eine Wassertemperatur von 5°C, das Warmbad eine Temperatur von 55°C. Das verwendete Gerät bestand aus zwei Wannen mit Heizspiralen, um die gewünschte Temperatur zu halten. Die Kaltbadwanne war zusätzlich mit einem Klimagerät ausgestattet, das die Temperatur stets um den Gefrierpunkt hielt. Die Heizspiralen wurden dann auf die entsprechende Temperatur eingestellt. Das Warmbad wurde mit wassergefüllten Plastikkugeln abgedeckt, um die Verdunstung des 55°C warmen Wassers zu verringern.

Abb. 10 (Thermocycler der Firma *WILLYTEC*, Gräfelfing)



Ein Cycling - Zyklus betrug 12 Minuten. 5min. 58sec. sowohl für das Kaltbad als auch für das Warmbad. Die Zeit während des Transportes der Zähne von der einen zur anderen Seite, die so genannte Abtropfzeit, betrug 2 sec.

Während der sieben Tage vergingen 840 Zyklen. Nach sieben Tagen war der Versuch ohne Zwischenfälle abgelaufen.

Nun wurden alle Zähne für zwölf Stunden in eine Farbstofflösung eingelegt. Dabei handelte es sich um Fuchsin (zwei Spatelspitzen in 100ml Wasser dest. gelöst)

4.4 Die Laborabläufe

4.4.1 Modellherstellung

Die Abformung wurde nach einer Wartezeit von 40 Minuten mit einem Superhartgips vom Typ IV (*Fuji/Rock*) ausgegossen. Die Abbindeexpansion liegt bei diesem Gips unter 0,1% linear. Die Dosierung des Gips-Wasserverhältnisses wurde nach den Herstellerangaben durchgeführt. Schließlich wurde unter einem mechanisch arbeitenden Vakuum-Rührgerät der Gips angerührt, um Lufteinschlüsse zu vermeiden. Die Abformung wurde zuvor mit einem Oberflächenentspannungsmittel vorbehandelt, um während des Ausgießens auf dem Gipsrüttler wiederum Lufteinschlüsse zu vermeiden. Die Abformung wurde dann so abgelegt, dass der Zahn zur Tischfläche hin zeigte, um eine möglichst große Härte im Arbeitsfeld zu erreichen. Da die Gipskristalle in Richtung Modelloberfläche sedimentieren, erreicht man dort die höchste Härte im Gips (28). Nach dreistündiger Wartezeit wurde die Abformung vom Gipsmodell entfernt und schließlich für das Zweitmodell erneut ausgegossen.

4.4.2 Vorbereitung des Arbeitsstumpfes

Zuerst wurde die Präparationsgrenze unter dem Stereomikroskop bei zwölfacher Vergrößerung auf Defekte, wie Blasen und Abplatzungen,

kontrolliert. Waren keine Defekte vorhanden, wurde die Präparationsgrenze optisch mit einer graphitfreien Kunststoffmine dargestellt. Sodann folgte die Vorbereitung des Stumpfes für die Inlaymodellation. Nachdem der Gipsstumpf mit einem Lack gehärtet wurde, musste als Platzhalter ein Stumpflack (hundert Prozent Feinsilber, *Benzer Dental*) appliziert werden. Dieser wurde zuerst auf den Boden der präparierten Kavität gebracht. Die zweite Schicht applizierte man an den Kavitätenwänden. Zirka 0,5mm vor der Präparationsgrenze wurde aufgehört zu lackieren. Das Auftragen des Lackes erfolgte unter großer Vorsicht und wurde wieder unter dem Stereomikroskop kontrolliert.

4.4.3 Inlaymodellation

Nachdem der Distanzlack vollständig gehärtet und der Gipsstumpf mit einer Gips - Wachs Isolierung beschickt war, wurde das Inlay modelliert. Die Modellation erfolgte nach dem Lost - Wax - Prinzip. Das bedeutet, dass die Rekonstruktion zuerst einmal vollständig in Wachs modelliert wird und schließlich eine Hohlform entsteht, in die das Inlay - Material hineingepresst wird. Wichtig war, dass das Wachs vollständig verbrannte, da es sonst zu Verfärbungen und somit zu Misserfolgen kam. Nachdem alle Inlayränder nochmals unter 2,5facher Vergrößerung nachgearbeitet wurden , konnte das Inlay vorsichtig angestiftet werden.

4.4.4 Anstiften

Mit einem 2,5mm dicken Wachsdraht wurde das Inlay angestiftet und auf die *IPS - Empress* - Muffelbasis aufgesteckt. Dabei wurden die Inlays vertikal auf den Gusszylinder, möglichst im Zentrum, platziert. Die Länge der Gusskanäle betrug ca. 8 mm. Insgesamt wurden 8 MOD - Inlays in einer Muffel verarbeitet. Sehr wichtig war die Lage der Inlays. Sie mussten alle auf derselben horizontalen Ebene liegen.

4.4.5 Einbetten, Vorwärmen & Pressen

Das Einbetten erfolgte in einer speziellen Muffel. Sie bestand aus einer Muffel-Basis, einer Papiermanschette und einem Versteifungsring.

Abb. 11 Spezialmuffel für das *Empress* - System



Nun wurde die *IPS - Empress* - Spezialeinbettmasse mit dem Einbettmassenliquid nach Herstellerangaben unter Vakuum 60 Sekunden lang angerührt. Nach einer Stunde wurden die Papiermanschette und der Muffelring sowie die Muffelbasis entfernt. Am Trimmer wurde die ausgehärtete Muffel im 90 Grad Winkel plan zurechtgetrimmt. Nun wurde die Muffel zusammen mit dem Aluminiumoxidpresskolben und den *IPS* - Keramikrohlings in den Vorwärmeofen gebracht. Das Aufheizen erfolgte sehr langsam, 9°C pro Minute bis die Temperatur von 280°C erreicht wurde. Diese Temperatur war dann 30 Minuten zu halten. Schließlich wurde mit 9°C pro Minute weiter bis auf 580°C geheizt. Auch diese Temperatur wurde wieder 30 Minuten gehalten. Anschließend wurde bis auf 850°C geheizt, die wieder 30 Minuten gehalten wurden. Danach wurden zuerst der Keramikrohling und später der Aluminiumoxidkolben in die Muffel gesteckt und sie in das Gerät im Zentrum des vorgewärmten Pressofens platziert. Der Pressvorgang verlief völlig automatisch und dauerte ca. eine Stunde. Nach dem Pressen, das Ende wurde vom Ofen mit einem akustischen Signal angezeigt, wurde die Muffel dem Ofen entnommen und zum Abkühlen auf eine Netunterlage gestellt.

4.4.6 Ausbettvorgang

Das Ausbetten erfolgte nach vollständigem Abkühlen der Muffel. Mit Hilfe eines kalten Aluminiumoxidkolbens musste man sich von außen an der Muffel eine Hilfslinie zeichnen, um die horizontale Lage der Pressobjekte zu lokalisieren, da sonst die Gefahr bestanden hätte, die Inlays zu verletzen. Mit einer diamantierten Trennscheibe wurde die Muffel an der gezeichneten Linie

angeschnitten, danach gebrochen. Die grobe Entfernung der Einbettmasse erfolgte mit Grobglasperlen der Größe 150µm, anschließend 100µm und zwei bar Druck. Im Randbereich und der Unterseite der Inlays wurde ein Feinstrahlpulver der Körnung 50µm und einer sehr feinen Düse mit einem bar Druck verwendet. Nun wurden die Presskanäle mittels einer beidseitigen diamantierten Trennscheibe abgetrennt.

Abb. 12 Fertig gepresste Muffel



Abb.13 Anzeichnen der Hilfslinie

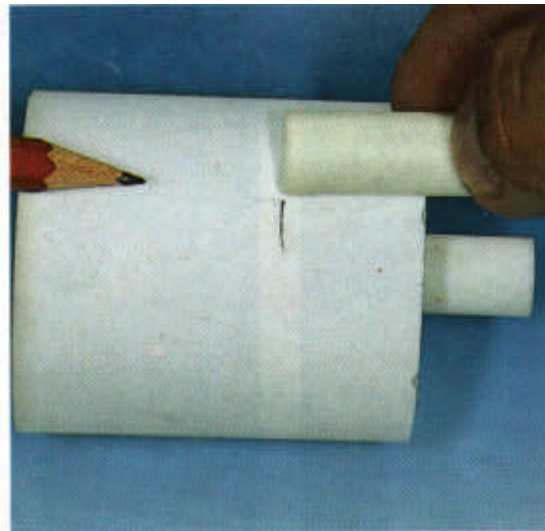


Abb. 14 Brechen der Muffel

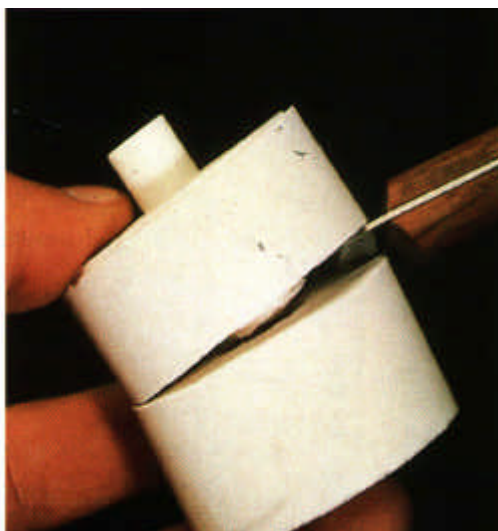


Abb. 15 Abstrahlen der Pressobjekte



Abb. 16 Beispiel eines fertigen IPS-Empress-Inlays



4.4.7 Aufpassen der Inlays am Modell

Zuerst musste am Meistermodell der Distanzlack entfernt werden. Rauigkeiten, evtl. Blasen auf der Innenseite des Inlays wurden unter größtmöglicher Vorsicht unter dem Stereomikroskop mit Finierdiamanten (Körnung: rot) entfernt. Kleinste Unstimmigkeiten wie Klemmen am Arbeitsstumpf, wurden mit Feinstdiamanten (gelb) entfernt. Das Inlay ließ sich schließlich ohne Klemmwirkung am Arbeitsstumpf in die Kavität einbringen. Auf die individuelle Farbgebung, die bei *IPS - Empress* Keramikinlays möglich wäre, wurde komplett verzichtet. Der Abschluss der Laborarbeit war der Glanzbrand. Die Inlays waren somit zum adhäsiven Einsetzen bereit (4, 5, 17, 114).

4.4.8 Versuchsauswertung (Schneiden der Zähne)

Zur Versuchsauswertung wurden die Zähne an verschiedenen Stellen untersucht. Im Folgenden werden diese Bewertungsstellen einzeln beschrieben.

4.4.8.1 Die Approximal-Ansicht:

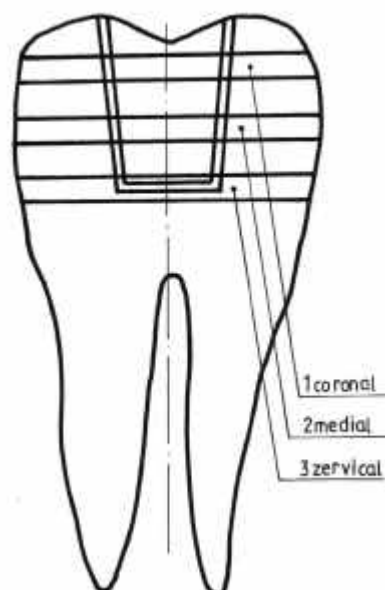
Abbildung 17 zeigt einen sagittalen Schnitt durch die Zahnlongsachse. Hier ist die approximale Ansicht (mesial bzw. distal) des Zahnes schematisch dargestellt.

Im coronalen Anteil erkennt man die Klebefuge und das Inlay.

Drei transversale Schnitte wurden in dieser Ansicht angelegt. Es handelt sich dabei um den coronalen Schnitt (0,6 mm), der am weitesten coronal liegt. Der mediale Schnitt (0,8 mm) befindet sich in der Inlaymitte der approximalen Ansicht. Der zervicale Schnitt (1,0 mm) befindet sich am Inlayboden.

Abb. 17

approximale Ansicht

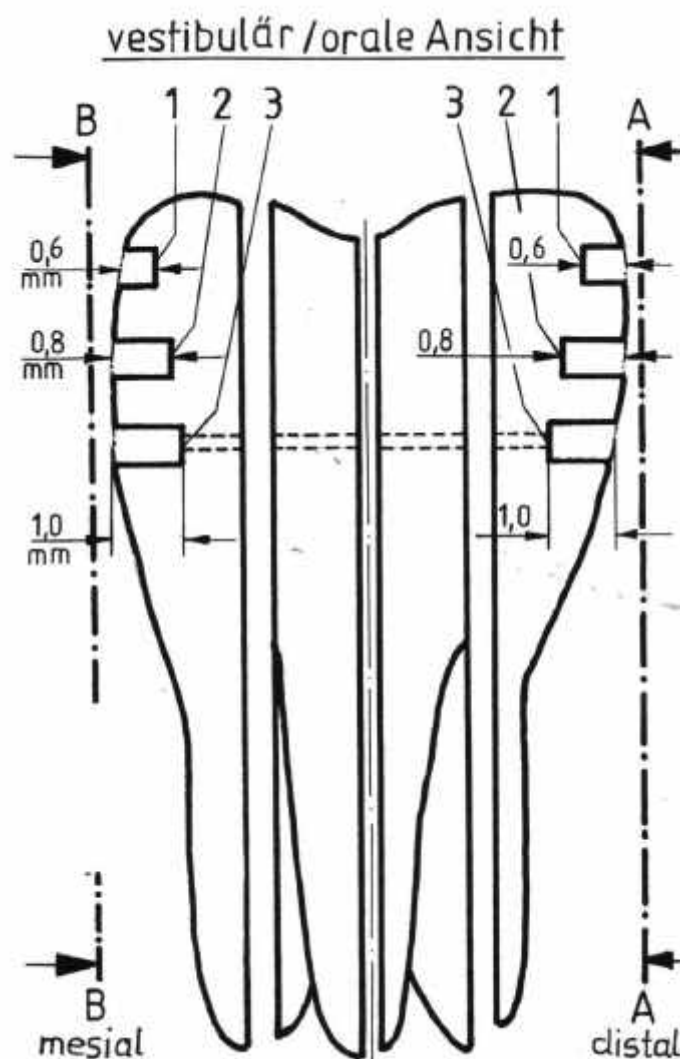


4.4.8.2 Oro-vestibuläre Ansicht:

Abbildung 18 zeigt die orale bzw. vestibuläre Ansicht des Zahnes schematisch.

Es handelt sich hier um vier gleich große Objektviertel, die durch drei gleich große Schnitte in Zahnlängsachsenrichtung erreicht wurden. Die mit A und B bezeichneten Seiten sind die distale bzw. die mesiale Ansicht und Bewertungsstellen. Hier, bei den äußeren Vierteln, kann man wiederum die approximalen Schnitttiefen erkennen. Die Zahlen 1, 2, und 3 zeigen die Tiefen der Schnitte A und B in Millimetern.

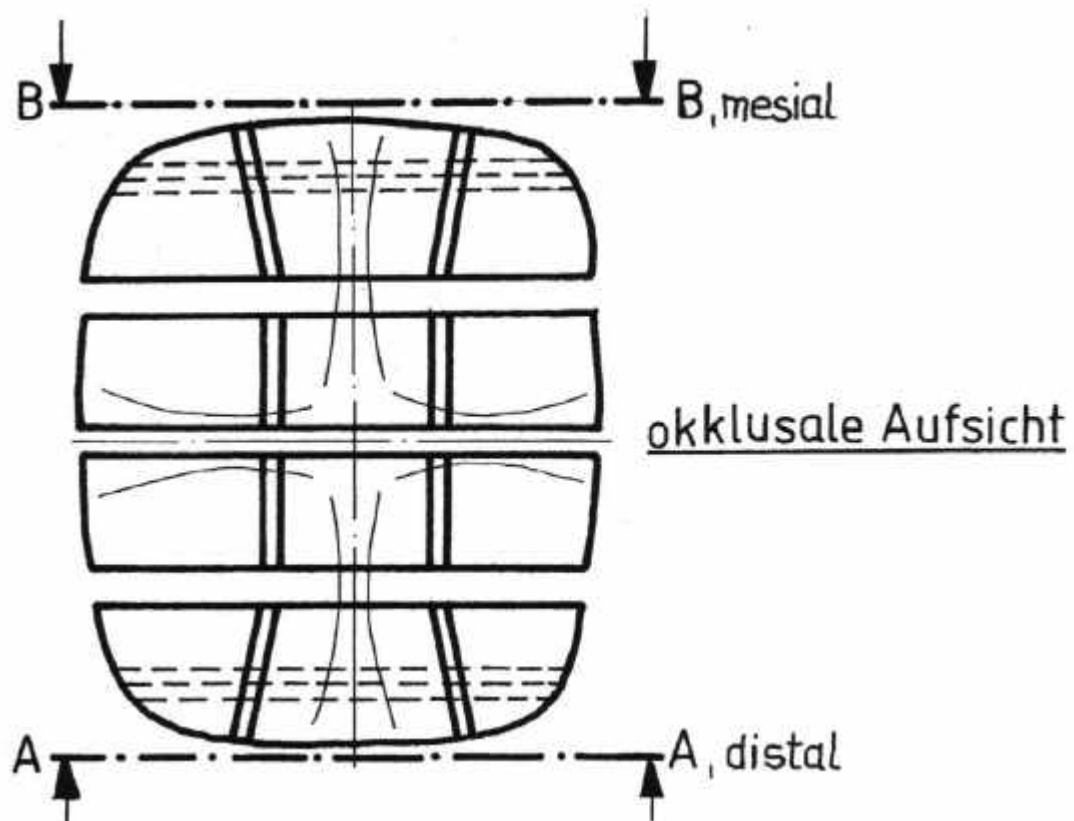
Abb. 18



4.4.8.3 Okklusale Ansicht:

Abbildung 19 zeigt die okklusale Aufsicht eines Zahnes schematisch. Mit A und B wurden wieder die distale bzw. die mesiale Fläche markiert. Man erkennt deutlich den Inlayverlauf (von oben nach unten) und die Klebefuge. In den approximalen Anteilen (A und B) sind die Tiefen der approximalen Schnitte gestrichelt angedeutet.

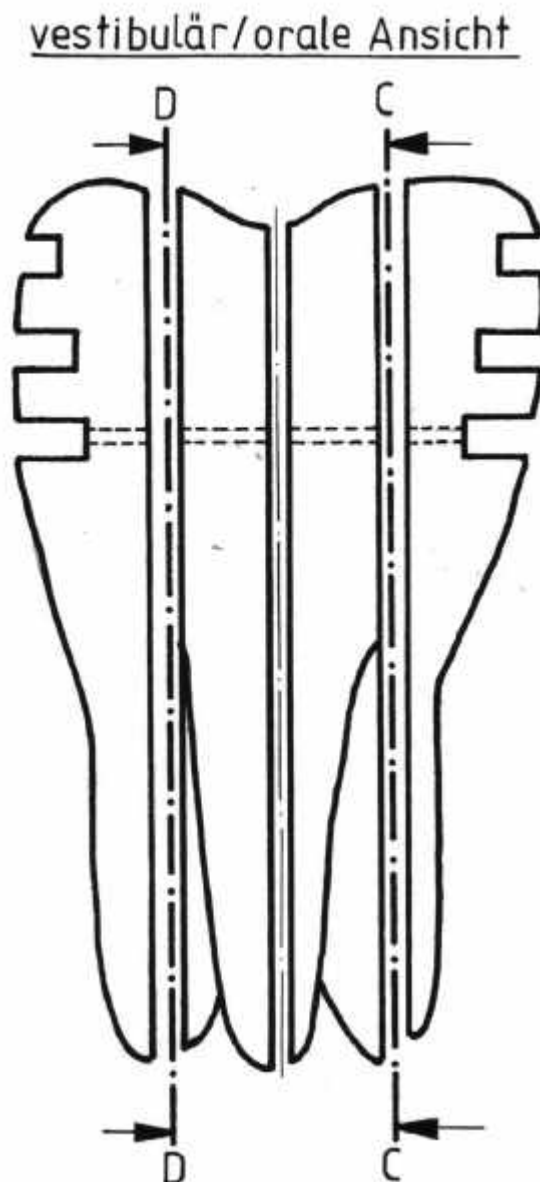
Abb. 19



4.4.8.4 Oro-vestibuläre Ansicht:

In Abbildung 20 sieht man nochmals eine oro-vestibuläre Ansicht, die die Bewertungsstellen D und C beschreibt. Die mittleren Inlayviertel sind jeweils mit der Fläche des mittleren Schnittes auf dem Objektträger verklebt. Approximal erkennt man wieder die coronale, mediale und zervikale Bewertungsstelle schematisch.

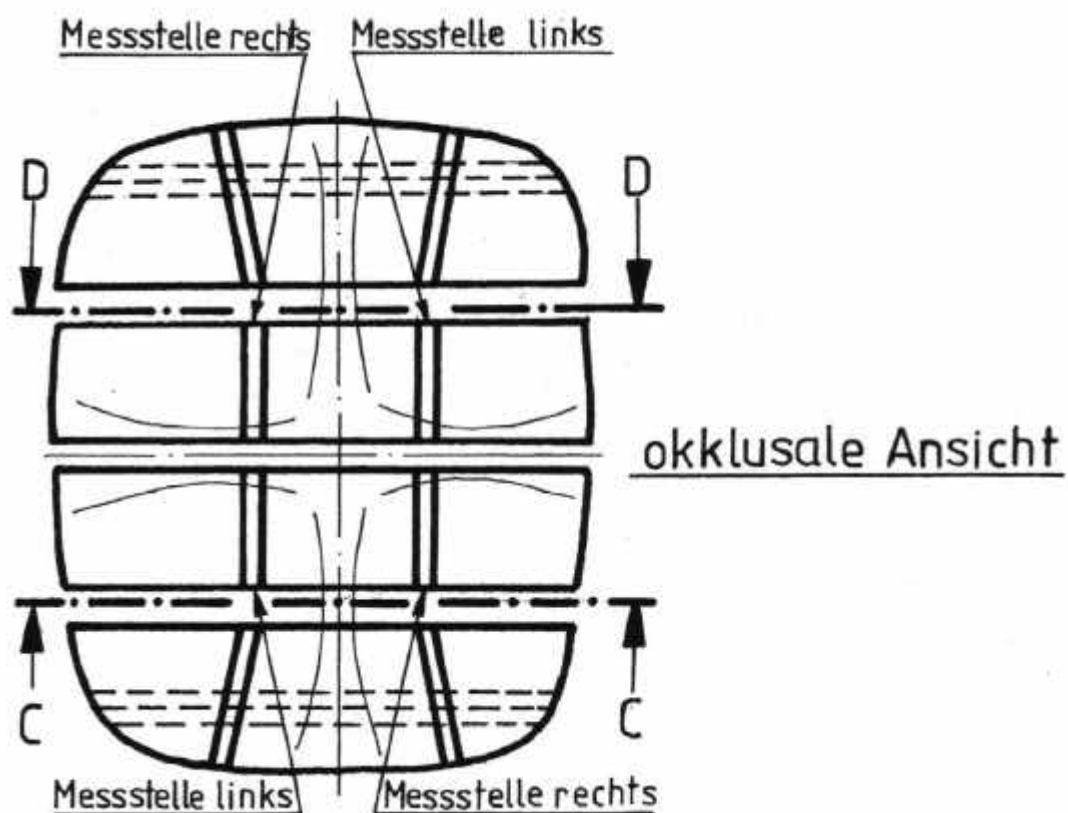
Abb. 20



4.4.8.5 Messstellenerläuterung:

In Abbildung 21 wird nochmals verdeutlicht, wie die Objektviertel auf dem Objektträger verklebt sind. Die Messstellen D und C ergeben sich, wenn man sich vorstellt, dass die Schnitte in der Mitte auseinandergeklappt werden. Dabei ist zu beachten, dass die Messstellen rechts bzw. links seitenverkehrt zu sehen sind, da die Schnitte nebeneinander auf einen Objektträger geklebt sind. Die Bewertungsstellen A und B sind wieder gestrichelt im approximalen Schnitt dargestellt.

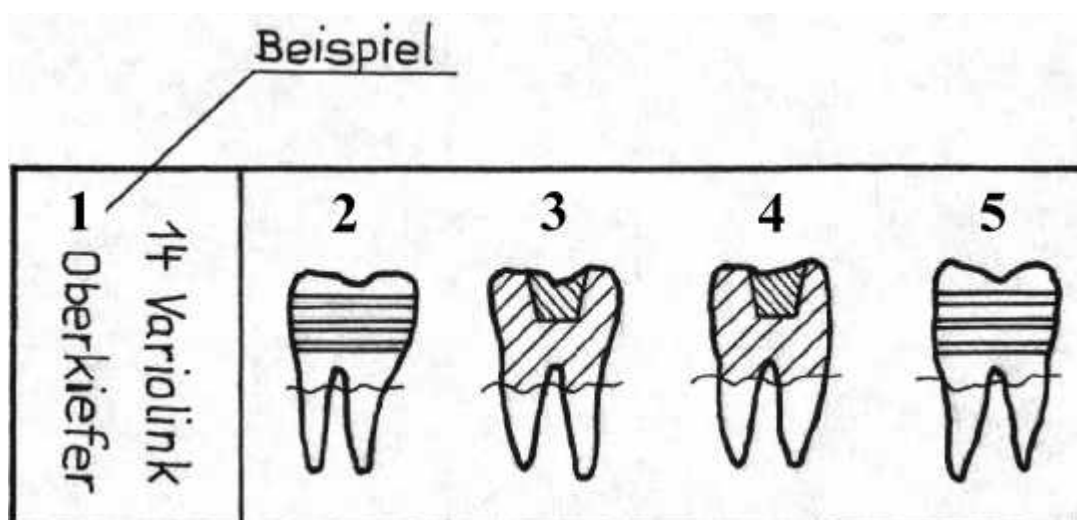
Abb. 21



4.4.8.6 Objektträgererläuterung

In Abbildung 22 werden mit 1 das Material und die Zahnnummer beschrieben. Des Weiteren wird beschrieben, ob es sich um einen Ober- oder Unterkieferzahn handelt. Nr. 2 zeigt die proximale (mesiale) Ansicht B. Nr. 5 zeigt die proximale (distale) Ansicht A. Beide Ansichten beinhalten die Bewertungsstellen A (distal) und B (mesial). Es wurden zwei Bewertungen (migriert und nicht migriert, also dicht oder undicht) durchgeführt. Dabei handelt es sich um die drei Bewertungsstellen mit den Tiefen 0,6 mm; 0,8 mm; 1,0 mm. Nr. 3 zeigt den Schnitt D, Nr. 4 den Schnitt C. Hier wurden die Tiefen der Farbstoffpenetration gemessen. Dabei handelt es sich jeweils um eine linke (linke Klebefuge) und eine rechte Messstelle (rechte Klebefuge).

Abb. 22 Objektträger vor Auswertung



4.4.8.7 Tabellenerläuterung AA und BB:

Die Tabelle der Ansicht AA zeigt die Anzahl der bewerteten Zähne (graue Kästchen) sowie die verschiedenen Fabrikate einer Seite (distales Viertel) pro Versuchsreihe. Es wurden zwei Bewertungen (migriert und nicht migriert, also dicht bzw. undicht) durchgeführt. Ansicht BB zeigt dieselben Kriterien, lediglich wird hier das mesiale Viertel beurteilt. Es handelt sich um drei Bewertungsstellen, wobei jede Messstelle eine andere Tiefe hat (0,6mm, 0,8mm, 1,0 mm). Insgesamt wurden pro Bewertungsstelle und pro Ansicht fünf Zähne untersucht.

4.4.8.8 Balkendiagramme der Schnitte CC und DD:

Die Balkendiagramme zeigen die Schnitte CC und DD jeweils einer Versuchsreihe. Die Zähne befinden sich auf der X-Achse. Die Tiefe der Farbstoffpenetration ist auf der Y-Achse dargestellt. Es handelt sich dabei um die beiden mittleren Viertel. Jeweils wurde die linke (die linke Klebefuge) und die rechte Messstelle (rechte Klebefuge) auf Farbstoffpenetration hin untersucht.

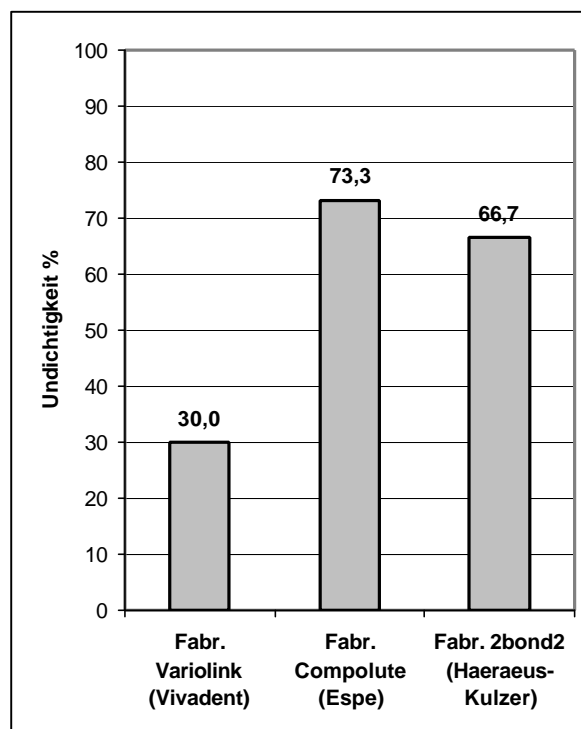
5 Ergebnisse

5.1 Gesamtauswertung

5.1.1 Gesamtauswertung der Ansichten A-A und B-B ohne thermische Wechselbelastung

In Abbildung 23 sind die approximalen Schnitte (A-A für distal und B-B für mesial), die als undicht erkannt wurden, zusammengefasst graphisch dargestellt. Man kann erkennen, dass das Fabrikat *Variolink* (*IVOCLAR*) mit einer Undichtigkeit von 30,0 % am besten von den drei getesteten Materialien abgeschnitten hat. Das Material *2bond2* (*HAERAEUS-KULZER*) folgt mit 66,7% undichten Messstellen. Das *Compolute* (*ESPE*) zeigt mit 73,3% undichter Messstellen kein zufriedenstellendes Ergebnis.

Abb. 23

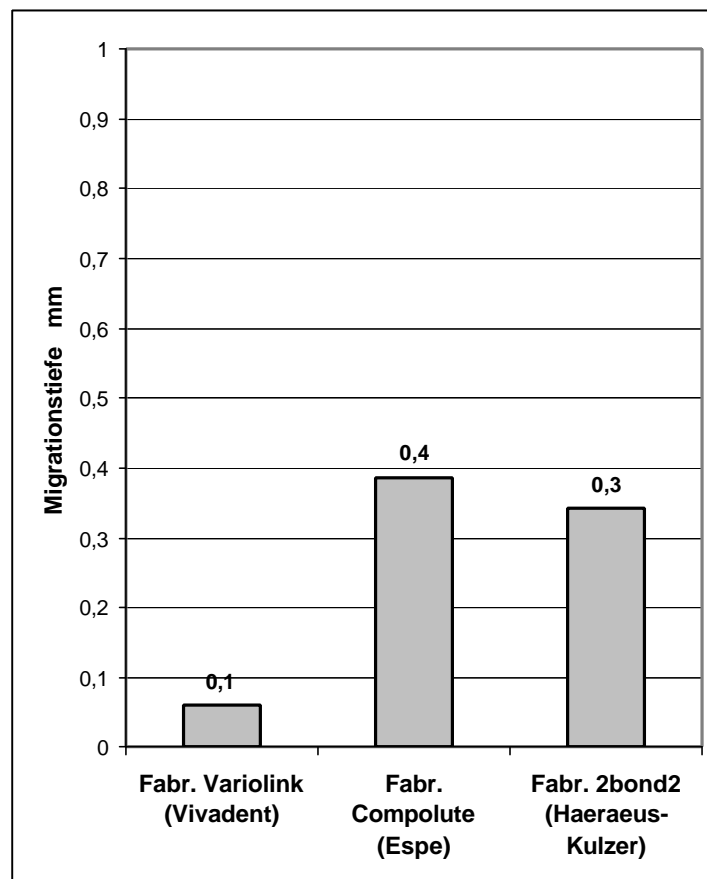


Durchschnittliche prozentuale Anzahl undichter Bewertungsstellen aus 30 pro Fabrikat

5.1.2 Gesamtauswertung der Schnitte C-C und D-D ohne thermische Wechselbelastung

In Abbildung 24 handelt es sich um die Migrationstiefen der beiden Viertel der mittleren Schnitte (C-C und D-D), die zusammengefasst graphisch dargestellt wurden. Es lässt sich erkennen, dass das Material *Variolink* mit einer durchschnittlichen Migrationstiefe von 0,06 mm an erster Stelle liegt. Das Fabrikat *2bond2* ist mit einer durchschnittlichen Migrationstiefe von 0,34 mm das zweitbeste Material. Die größten durchschnittlichen Migrationstiefen lassen sich bei dem Material *Compolute* feststellen. Hier liegen Werte von 0,38 mm vor. In dieser Versuchsreihe liefert das Material *Compolute* keine zufriedenstellenden Ergebnisse.

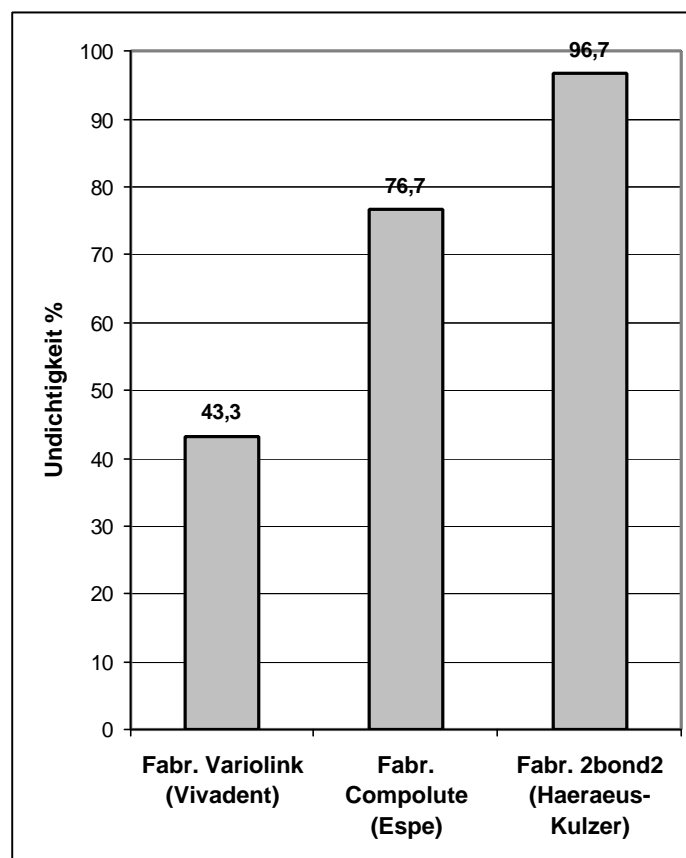
Abb. 24



5.1.3 Gesamtauswertung der Ansichten A-A und B-B mit thermischer Wechselbelastung

In Abbildung 25 sind die approximalen Schnitte (A-A für distal und B-B für mesial) zusammengefasst graphisch dargestellt. Die %-Angaben beziehen sich auf die mit JA-beurteilten Stellen, an denen eine Verfärbung im Randbereich aufgetreten ist. Hier zeigte das Material *Variolink* (IVOCLAR) das beste Ergebnis. Der prozentuale Anteil an Verfärbungen liegt bei 43,3 %. Das zweitbeste Material ist das *Compolute* der Firma *ESPE*. 76,7% aller Bewertungsstellen sind undicht. Das Schlusslicht in dieser Versuchsreihe bildet das Material *2bond2* von *HAERAEUS-KULZER* mit 96,7 % undichter Stellen.

Abb. 25

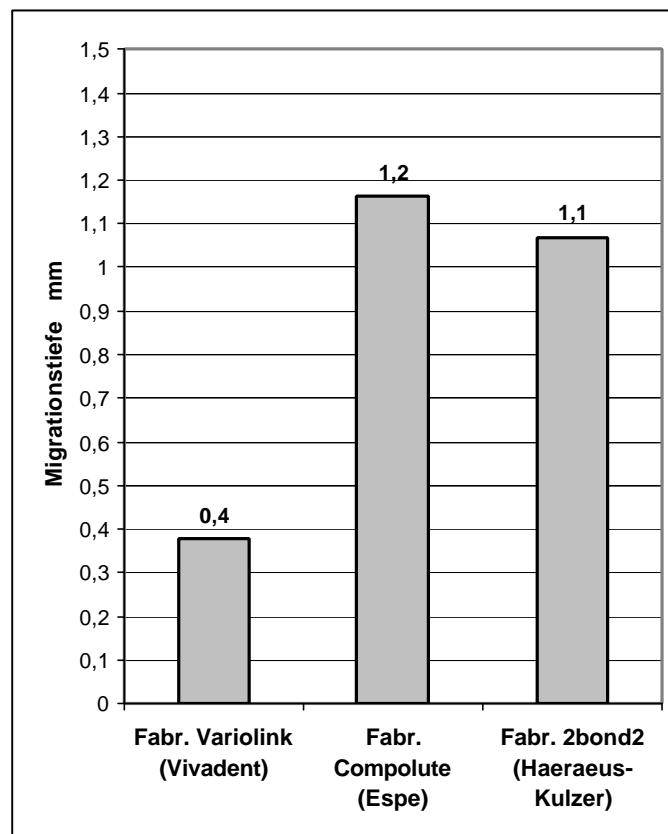


Durchschnittliche prozentuale Anzahl undichter Bewertungsstellen aus 30 pro Fabrikat

5.1.4 Gesamtauswertung der Schnitte C-C und D-D mit thermischer Wechselbelastung

In Abbildung 26 erkennt man die durchschnittlichen Migrationstiefen der drei getesteten Materialien. Bei den bewerteten Schnitten handelt es sich um die beiden Viertel der mittleren Schnitte. Erkennbar ist bei Material *Variolink* (*IVOCCLAR*) ein Durchschnittswert von 0,4 mm Migrationstiefe. Das Material *2bond2* (*HAERAEUS-KULZER*) liegt mit einem Durchschnittswert von 1,1 mm direkt vor dem Material *Compolute* (*ESPE*), das in dieser Versuchsreihe äußerst unzufriedenstellende Ergebnisse hervorbringt. Hier liegt ein Migrationstiefendurchschnitt von 1,2 mm vor.

Abb. 26

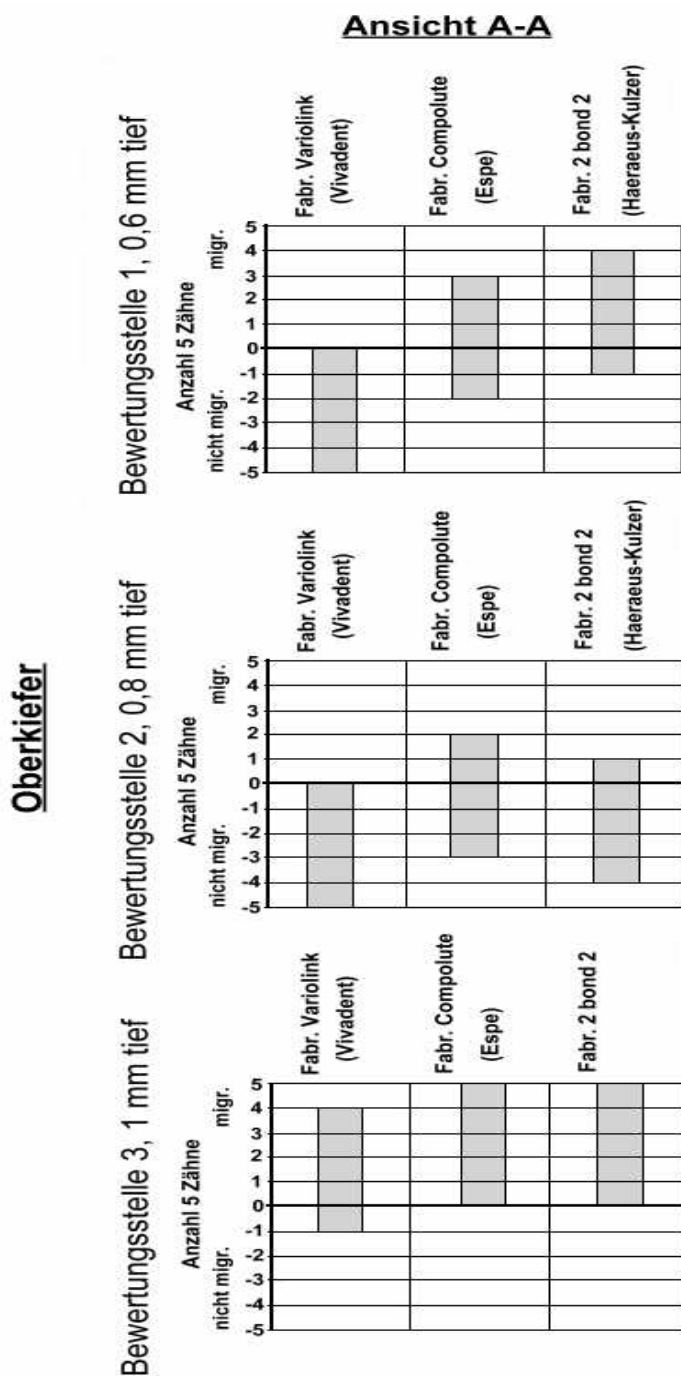


Durchschnittliche Migrationstiefe in mm aus 20 Messstellen

5.2 Einzelauswertung

5.2.1 Spezielle Auswertung der Ansicht A-A ohne anschließende thermische Belastung

Abb. 27



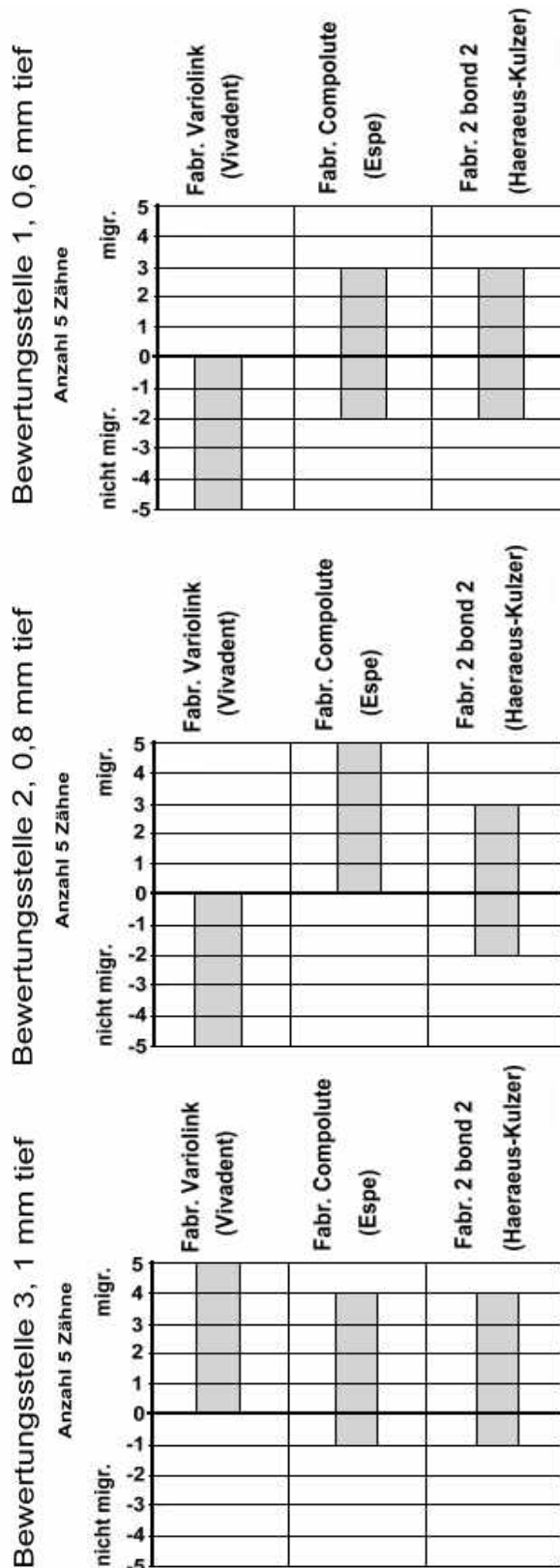
In Abb. 27 wurde zur Beurteilung der Schnitt A-A (distal) herangezogen. Die Untersuchung wurde mit dem Leica M 420 – Auflichtmakroskop bei 200-facher Vergrößerung durchgeführt. Die grauen Kästchen in den Tabellen bezeichnen die Zähne des Oberkiefers. Für diese Versuchsreihe wurden nur Oberkiefer-Zähne verwendet. In der Ansicht A-A kann deutlich gesehen werden, dass im Bereich des coronalen Drittels (0,6 mm) keine Migration des Farbstoffes bei nur einem Fabrikat (Variolink) vorliegt. Auch im

Bereich der zweiten Bewertungsstelle medial (0,8 mm) liegen bei Ansicht A-A nur beim Fabrikat Variolink keinerlei Verfärbungen vor. Erst bei der Bewertungsstelle 3 (1,0 mm) zeigt sich eine Undichtigkeit bei allen Fabrikaten in der Ansicht A-A. Die Materialien Compolute und 2bond2 weisen an allen Zähnen Undichtigkeiten auf. Beim Fabrikat Variolink ist lediglich ein Zahn als dicht zu bezeichnen.

5.2.2 Spezielle Auswertung der Ansicht B-B ohne anschließende thermische Belastung

Abb. 28

Oberkiefer

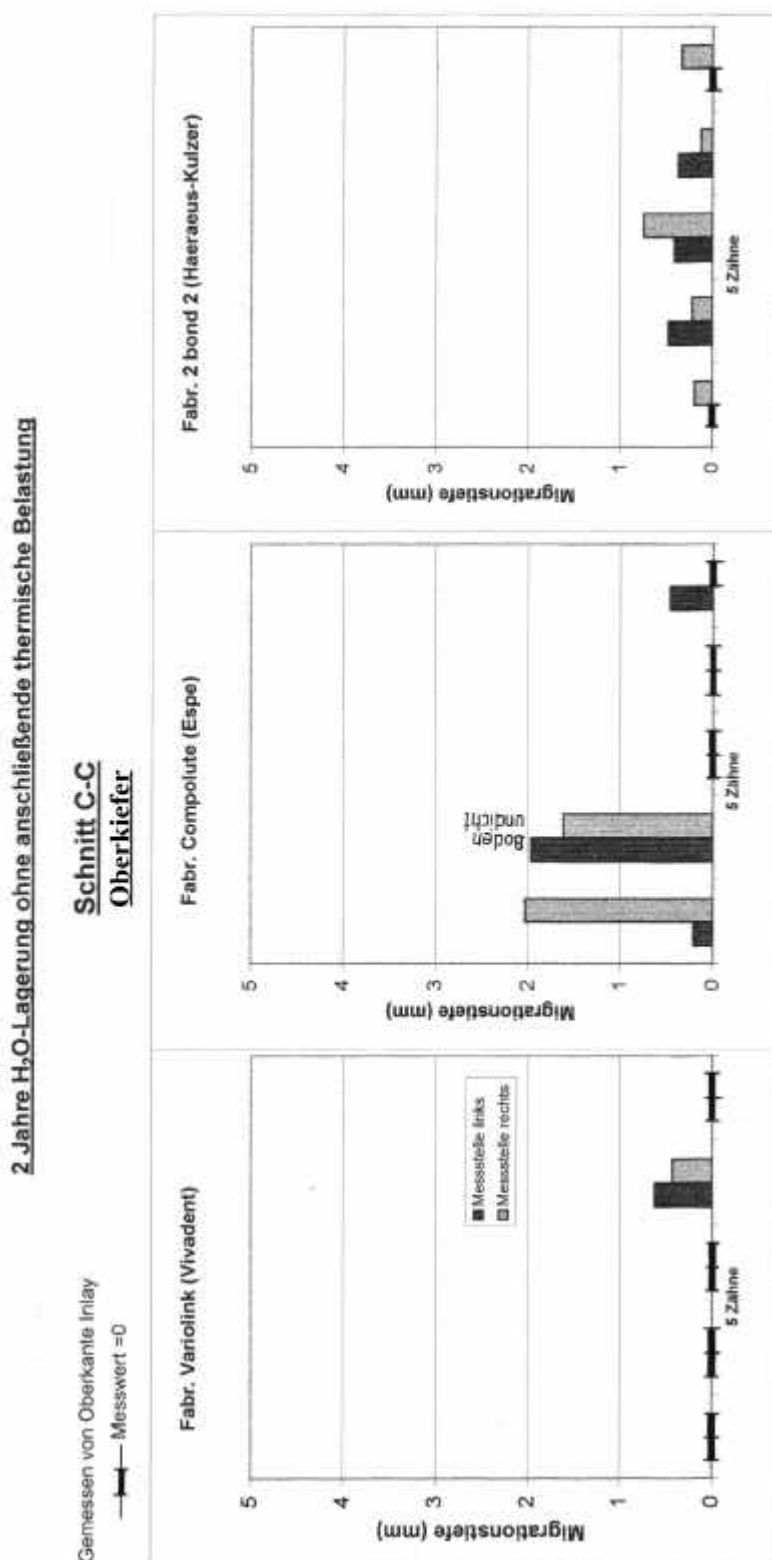


Die Ansicht B-B (Abb. 28) hat ähnliche Ergebnisse wie Ansicht A-A. Bei der ersten Bewertungsstelle zeigen sich an sechs Zähnen (2bond2, Compolute) Undichtigkeiten. Im Bereich 0,8mm lässt sich bei Material Compolute keinerlei Dichtigkeit mehr feststellen. Material 2bond2 liegt mit drei Zähnen im migrierten Bereich. Bei dem Material Variolink sind an allen Zähnen keine undichten Stellen aufgetreten.

Die dritte Bewertungsstelle zeigt mit einem Millimeter Tiefe die schlechtesten Ergebnisse. Hier sind alle Zähne des Materials Variolink undicht. Lediglich ein Zahn des Materials Compolute und ein Zahn des Materials 2bond2 befinden sich im nicht migrierten Bereich. Alle anderen Zähne weisen Verfärbungen und somit Undichtigkeiten auf.

5.2.3 Spezielle Auswertung des Schnittes C-C ohne thermische Wechselbelastung

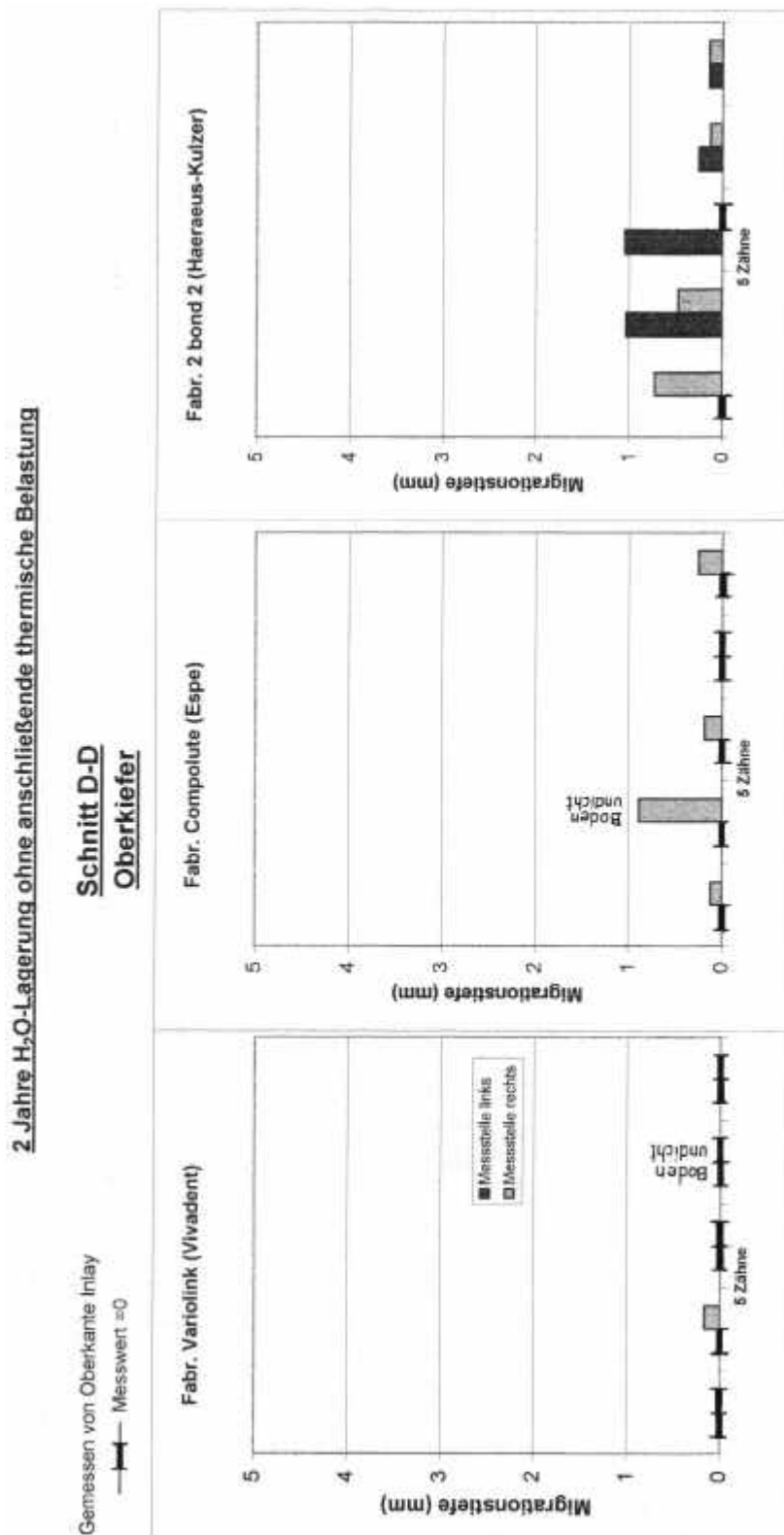
Abb. 29



Bei der Längenmessung wurde stets die Oberkante der Inlays als Messfixpunkt gewählt. Bei der Beurteilung des Schnittes C-C (Abb. 29) zeigt das Fabrikat Variolink die besten Ergebnisse. Lediglich an einem Zahn lässt sich eine Undichtigkeit an beiden Messstellen feststellen. Beim Material Compolute liegen allerdings drei Zähne mit Verfärbungen vor. Lediglich zwei Zähne sind ohne Verfärbungen. Beim Fabrikat 2bond2 weisen alle Zähne Undichtigkeiten auf. Jedoch sind die linken Messstellen zweier Zähne nicht betroffen.

5.2.4 Spezielle Auswertung des Schnittes D-D ohne thermische Wechselbelastung

Abb. 30

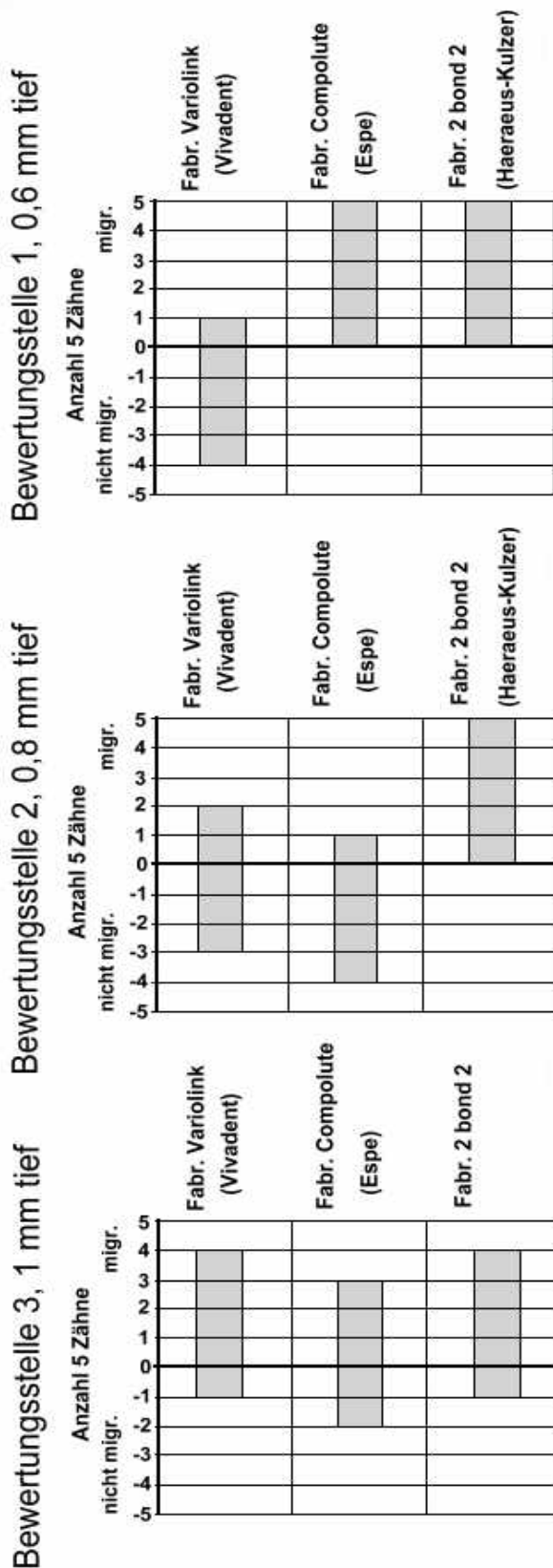


Bei **Schnitt D-D** (Abb. 30) schneidet das Material Variolink mit nur einer undichten Stelle am besten ab. Compolute weist vier Stellen auf, die Migrationstiefen bis zu knapp einem Millimeter aufweisen. 2bond2 weist die negativsten Ergebnisse auf. Hier sind Migrationstiefen von über 1 mm vorhanden. Lediglich zwei Zähne weisen nur jeweils an einer Messstelle keine Undichtigkeit auf.

5.2.5 Spezielle Auswertung der Ansicht A-A mit thermischer Wechselbelastung

Abb. 31

Unterkiefer



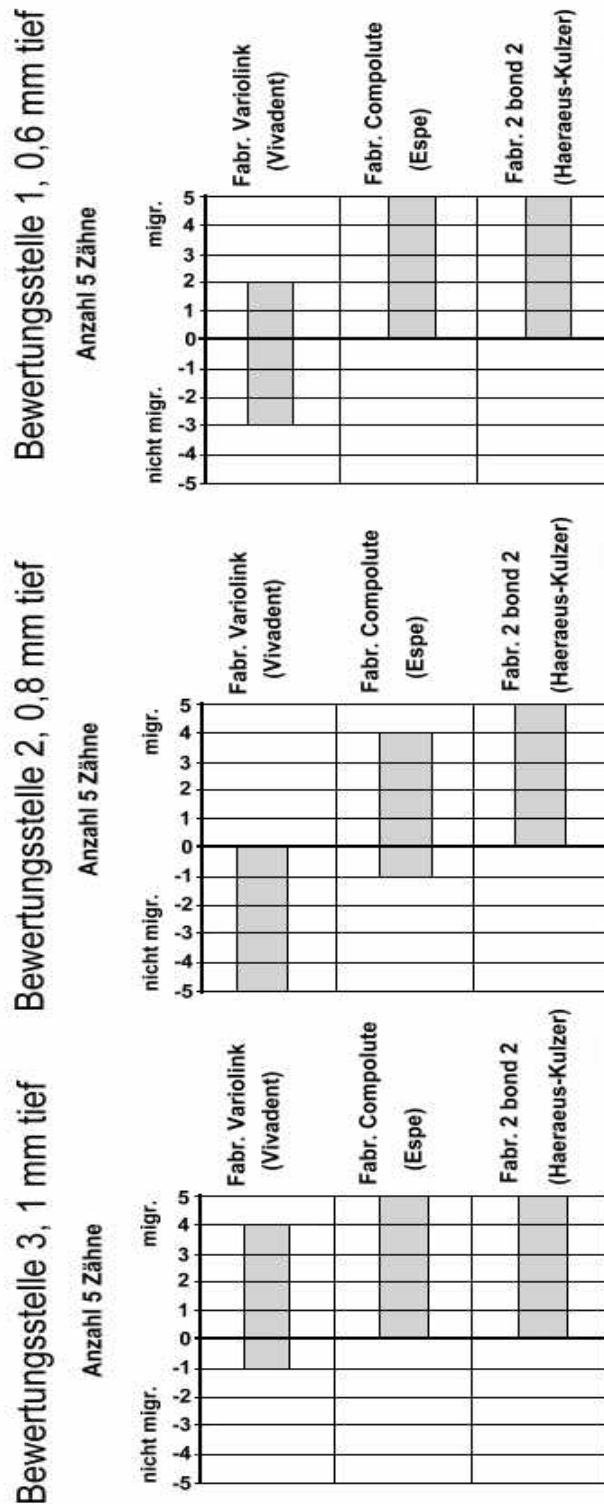
Ansicht A-A (Abb. 31) :

Die Bewertungsstelle 1 hat für das Material Variolink die besten Ergebnisse gebracht. Vier Zähne weisen keine Undichtigkeiten auf. Die Zähne der Materialien Compolute und 2bond2 sind alle verfärbt und somit undicht. Bei der zweiten Bewertungsstelle zeigt nur das Material 2bond2 eine absolute Durchlässigkeit für den Farbstoff. Drei Zähne des Materials Variolink bei Bewertungsstelle 2 sind ohne Verfärbung. Das Fabrikat Compolute weist nur einen verfärbten Zahn auf. Bei der dritten Bewertungsstelle ist bei Fabrikat Variolink und 2bond2 jeweils nur ein Zahn ohne Verfärbung. Material Compolute hat mit zwei unverfärbten Zähnen in dieser Versuchsreihe am besten abgeschnitten.

5.2.6 Spezielle Auswertung der Ansicht B-B mit thermischer Wechselbelastung

Abb. 32

Unterkiefer

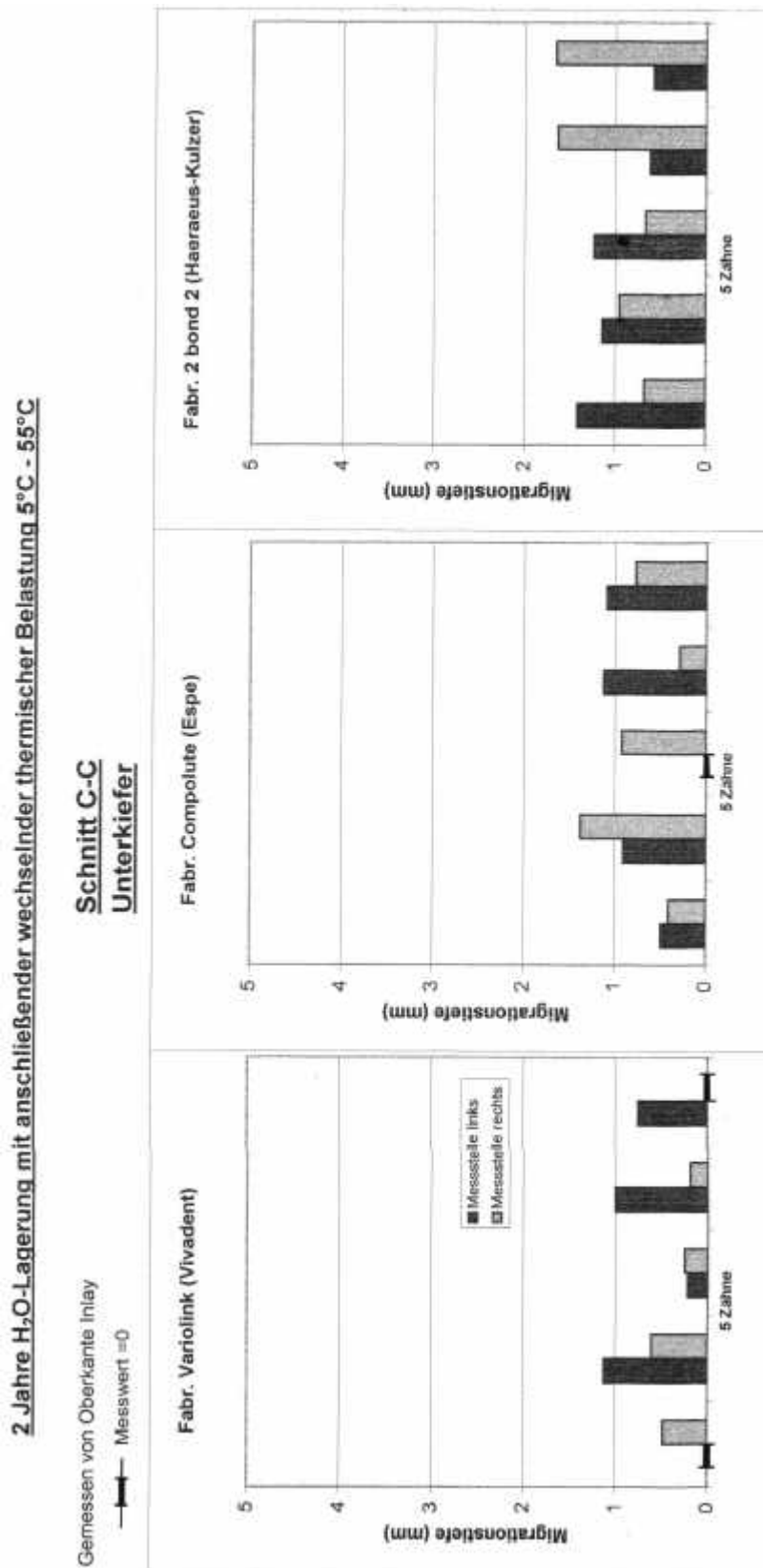


Ansicht B-B (Abb. 32) :

Lediglich das Fabrikat Variolink schneidet bei der ersten Bewertungsstelle mit drei Zähnen ohne Verfärbung ab. Alle Zähne der Materialien Compolute und 2bond2 liegen im migrierten Bereich und sind somit undicht. Bei der zweiten Messstelle befinden sich alle Zähne des Materials Variolink im nicht migrierten Bereich, alle Zähne des Materials 2bond2 jedoch im migrierten. Nur ein Zahn des Materials Compolute ist nicht verfärbt. Bei der Bewertungsstelle 3 sind alle Zähne mit Ausnahme eines Zahnes (des Fabrikats Variolink) undicht.

5.2.7 Spezielle Auswertung des Schnittes C-C mit thermischer Wechselbelastung

Abb. 33

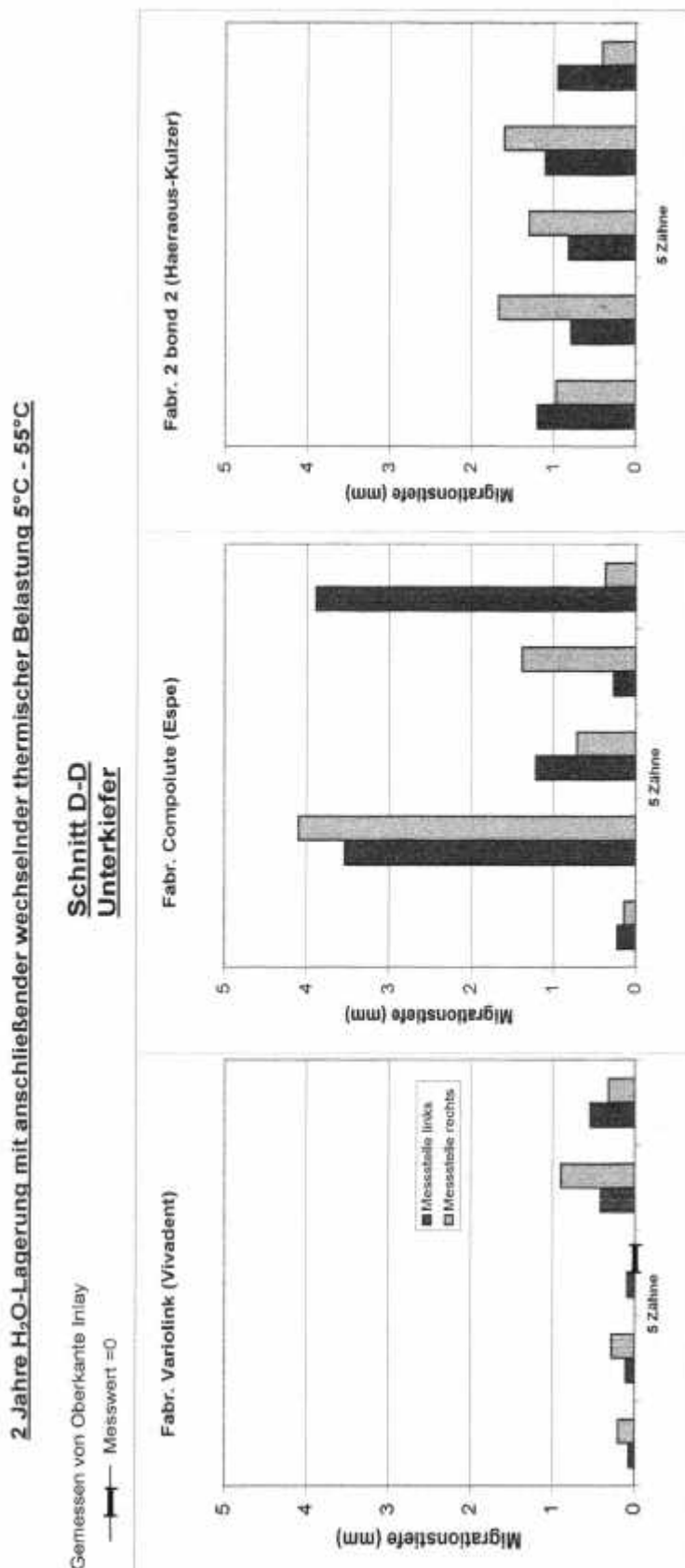


Schnitt C-C (Abb. 33):

Bei dem Fabrikat Variolink sind im Schnitt C-C bei einem Zahn Messwerte über einem Millimeter zu beobachten. Die linke Messstelle eines Zahnes und die rechte Messstelle eines anderen Zahnes weisen keinerlei Verfärbungen auf. Bei dem Material Compolute ist ein Zahn an seiner linken Messstelle ohne Verfärbung. Bei dem Kompositkleber 2bond2 sind dagegen alle Zähne undicht. Migrationstiefen von deutlich über einem Millimeter liegen bei Fabrikat 2bond2 vor.

5.2.8 Spezielle Auswertung des Schnittes D-D mit thermischer Wechselbelastung

Abb. 34



Schnitt D-D (Abb. 34) :

Im Schnitt D-D ist bei Material Variolink lediglich die rechte Messstelle eines Zahnes ohne Verfärbung. Herausragend ist das Fabrikat Compolute, das mit Migrationstiefen von über 4mm die stärksten Undichtigkeiten aufweist. 2bond2 zeigt Migrationstiefen im Bereich zwischen 1 und 2 mm.

6 Diskussion

Das Ergebnis ist, wenn man bedenkt, dass unter optimalen Arbeitsbedingungen unter Einhaltung der materialspezifischen Arbeitszeitschritte, gearbeitet wurde, nicht zufriedenstellend.

Aufgrund der Tatsache, dass sich durch eine adhäsive Befestigung einer Restauration eine „nahtlose“ Inkorporation bewerkstelligen lassen soll, sollte davon ausgegangen werden können, dass das Eindringen von Mikroorganismen unmöglich ist (8,53,72,73). Ein dichter Randschluss sollte gewährleistet sein. Im Gegensatz zu einer In-Vivo-Studie konnte die Anwesenheit von Speichel und somit von Bakterien der Mundhöhle ausgeschlossen werden, denn eine schmelzkonditionierte Oberfläche ist außerordentlich anfällig für Flüssigkeiten wie Speichel, Sulkusflüssigkeit, sowie Atemfeuchtigkeit (3,102). Außerdem wurde die Kavität sowie das Inlay optimal mit Haftvermittlern benetzt, so dass Haftkräfte erreichbar sind, die die Kohäsion des Schmelzes übertreffen (47,59). Auch das Silanisieren der geätzten *IPS - Keramik* Inlays führt zu einem starken Verbund mit höheren Haftwerten, als würde nur geätzt oder nur silanisiert werden (74,85,92).

Diese In-Vitro-Untersuchung hat allerdings völlig andere Ergebnisse hervorgebracht, als man es auf Grund der in der Literatur beschriebenen Versuche hätte erwarten dürfen.

Macht man sich klar, dass das adhäsive Einsetzen von Komposit oder Keramikinlays durch chemische Vorbehandlung eine mikromechanische und chemische Verbindung zwischen Zahn und Komposit sowie Inlay und Komposit eingeht, so fragt man sich, wo diese Undichtigkeit herkommt, die für einen Misserfolg verantwortlich ist (38). Ebenso wie auf die Verarbeitung der Materialien wurde auch besonders beim Einzementieren auf die Randverhältnisse geachtet. Auch hier muss man davon ausgehen, dass diese

adhäsiven Restaurationen unter solch idealen Bedingungen, wie sie bei der „Zementierung“ In-Vitro vorliegen, optimale Randverhältnisse aufweisen (53). Die Undichtigkeit ist sicherlich im Verbund zwischen den verschiedenen Substratoberflächen zu suchen.

Auffällig ist, dass bereits nach zweijähriger Wasserlagerung, ohne jegliche Druck- bzw. thermische Belastung, Undichtigkeiten aufgetreten sind, die durch die Farbstoffpenetration nachgewiesen wurden. Dabei ist zu bemerken, dass das Material *Variolink* bei der Beurteilung der Ansichten A-A und B-B am besten von allen drei getesteten Materialien abgeschnitten hat.

Nachdem die andere Hälfte der Proben zusätzlich einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt wurde, ist eine weitere Verschlechterung festzustellen. Das Material, das hier am besten abgeschnitten hat, ist ebenfalls das *Variolink* (mit 43,3% Undichtigkeit) der Firma *Vivadent*.

Gründe für die Undichtigkeit:

Kritisch ist sicherlich die Wasserlagerung bei Zimmertemperatur (6,86). Durch die Hydrolyseanfälligkeit von Dentinadhäsivsystemen wurde von *Nakabayashi et al.* (68) eine signifikante Abnahme der Zugfestigkeitswerte nach einjähriger Wasserlagerung festgestellt. Nach nur sechs Monaten Wasserlagerung bei 37°C verliefen Bruchflächen ausschließlich im Adhäsiv (31). *Thonemann et al.* (106) untersuchten das Randspaltverhalten mit zwei unterschiedlich viskosen Kompositklebern und setzte damit *IPS-Empress* Inlays ein. Hier lagen die Präparationsgrenzen **nicht** ausschließlich im Schmelzbereich. Er fand trotz Einhaltung der Produktkette Randspalten, die jedoch bei hochviskosen Kompositklebern ein besseres Ergebnis erzielten. Diese Werte zeigen, obwohl keine reine Schmelzbegrenzung vorhanden war, keine schlechteren Ergebnisse als die von *Roulet et al.* (84) und *Schmalz et al.* (90) beschriebenen Ergebnisse, wobei hier eine Schmelzbegrenzung vorlag.

Kern et al. (48) zeigten, dass durch Ätzen der Glaskeramik *Empress* ein längerfristiger wasser- und thermostabiler Klebeverbund erreicht werden konnte. Der Klebeverbund konnte nach Silanisierung der Keramik die kohäsive Festigkeit von Komposit und Keramik übertreffen. *Bailey et al.* (2) und *Wolf et al.* (115) beschrieben wiederum eine Abnahme des Klebeverbundes nach längerer Wasserlagerung und/oder Temperaturwechselbelastung. Nach *Kern et al.* (48) könnte dies damit zusammenhängen, dass nach dem Absprühen des Ätzgels (Flusssäure 5%; Ceramic Etch *Ivoclar, Schaan, FL.*) keine Reinigung mehr im Ultraschallbad stattfand, weil durch die Ätzung entstandene Trümmerschichten nicht entfernt wurden. In der vorliegenden In - Vitro - Studie hatte keine Reinigung der Inlays im Ultraschallbad stattgefunden.

Manolakis et al. (65) zeigten, dass mit verschiedenen adhäsiven Klebeverbundsystemen nach 1500 Temperaturwechselbelastungen gute Haftkräfte zwischen Schmelz und Keramik vorhanden waren. Lediglich die Handhabung des Ätzvorganges müsste geändert werden, da Schmelzätzung sich von Dentinätzung in der Liegezeit des Ätzgels unterscheiden sollte.

Allerdings stellt das unterschiedliche Ätzen von Dentin und Schmelz ein Problem dar. Denn wie soll man das in-vivo trennen können?

Ein Säureangriff am Dentin sollte möglichst kurz gehalten werden, um die Langzeitstabilität des Verbundes zum Dentin nicht zu gefährden (27).

Frankenberger et al. (26) sind auch der Meinung, dass die Klebefugenabrasion, wie sie in-vivo feststellten, kein Grund für das Versagen der kompletten Restauration ist. Für das Versagen machen sie nur den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Befestigungskomposit oder zwischen Inlay und Kleber verantwortlich. Ein Faktor, der in dieser In-Vitro Studie nicht berücksichtigt wurde, ist der intrapulpäre Druck. Bei der quantitativen Randanalyse von direkten Kompositinlays im REM geben *Haller et al.* (34) an, dass der intrapulpäre Druck keinerlei Einfluss hat.

Jedoch ist die Farbstoffpenetration nach Applikation eines intrapulpären Druckes signifikant größer. Drücke von 20-70 cm Wassersäule werden diskutiert (30).

Stefan et al. (98) zeigten in ihrer In-Vitro-Studie, dass zu hohe positive Werte, also zu hohe Haftwerte, gemessen worden sind. Unter der Aufrechterhaltung des physiologischen Druckes in den Dentinkanälchen wurde jedoch ein Abfall der Scherfestigkeitswerte festgestellt. Die smear layer ist nach der Präparation stets am Dentin anzutreffen; sie stellt auf der einen Seite eine Verunreinigung der Dentinoberfläche dar (38,58,60), andererseits eine Verpfropfung der Dentinkanälchen (19,38) und somit auch einen Schutz der Pulpa.

Die Konditionierung der Dentinoberfläche beseitigt die smear layer unterschiedlich, je nach Material. Jedoch stellt dies auch eine Eröffnung der Dentinkanälchen dar und damit auch einen Ausstrom von Dentinflüssigkeit. Dadurch wird jedoch die Benetzung der Dentinoberfläche, also das Eindringen der Dentinhaftvermittler wiederum erschwert. Dies scheint nach *Stefan et al.* (98) der Hauptgrund für die schlechteren Ergebnisse bei der Anwendung des intrapulpären Druckes zu sein. Die Restdentindicke scheint jedoch auf die Haftfestigkeit keinen signifikanten Einfluss zu haben, obwohl die Tubulidurchmesser in Pulpanähe größer als pulpafern sind (20,30,42,51) und man hier von einer verbesserten Penetration des Komposits pulpanah ausgehen könnte. Ein weiterer kritischer Punkt ist sklerotisches Dentin. Dentinkonditionierer und selbstkonditionierende Dentinprimer aktivieren sklerotisches Dentin nur mangelhaft. Das Kollagen Netzwerk wird nur ungenügend freigelegt, daher sollte die oberste, hochmineralisierte Schicht mit Finierdiamanten abgetragen werden (16), um mehr Verbundfläche zu bekommen. Für den Kliniker ist durch die Verwendung der Adhäsivmaterialien am Dentin die pulpale Reaktion ebenfalls von Bedeutung. Nach *Harold et al.* (36) sollte die Säureattacke stark verkürzt werden, um nur die Oberfläche des Dentins und nicht die tieferen Schichten zu verändern

(34,65). Somit könnten die Schmierschicht Pfropfen und das angrenzende sklerotische Dentin belassen werden, was nach *Stefan et al.* (98) wiederum zu besseren Haftwerten führen würde, da so der Austritt der Pulpaflüssigkeiten verhindert würde. Entscheidend ist auch die primäre Lichthärtung der Dualzemente, deren einzelne Komponenten verstärkt zu Pulpairritationen führen können (36).

In der vorliegenden Untersuchung wurde jedoch durch permanente Lagerung der Zähne in physiologischer Kochsalzlösung und die Vermeidung exzessiven Trocknens der Feuchtigkeitsgehalt des Dentins aufrechterhalten.

Eine weitere Undichtigkeit könnte jedoch aus der Polymerisationsschrumpfung und dem Auftreten von Spannungen bei der Polymerisation dünner Kompositschichten bei Befestigungszementen resultieren (22). *Krejci* (52) spricht sogar davon, dass der Verbund zwischen Komposit oder Kompositzement bei kastenförmigen Seitenzahnrestorationen auf die Randbereiche beschränkt bleiben soll, da nur so im Kasteninneren genügend freie Oberflächen für die Stresskompensation während der Aushärtungsphase und unter Kaubelastung zur Verfügung stehen.

Ein numerischer Datenvergleich bei In - Vitro Studien ist wegen der Vielzahl der Variablen und somit natürlich mangels Standardisierbarkeit ausgeschlossen (23,96). Gute Haftwerte sagen nach *Sorensen* und *Dixit* und *van Meerbeck et al.* über klinische Brauchbarkeit, bezüglich der marginalen Adaptation von Restaurationen, wenig aus (95,112). Also stellt sich die Frage, ob die ermittelten Resultate das klinische Potential der getesteten Adhäsivsysteme oder die Geschicklichkeit des Operators erfassen. Nach *Harold et al.* ist eine absolute Vermeidung von Randspalten aufgrund der einzigartigen Beschaffenheit des Dentins nicht möglich, jedoch dürfte ein gewisses Maß an Randspalten akzeptabel sein (36). Nach *Lutz et al.* (60) sind die wichtigsten Elemente zur Optimierung der marginalen Adaptation die Verkleinerung der in situ gehärteten Kompositmasse, die selektive Haftung

sowie die Freigabe der inneren Füllungsoberflächen. *Fradeani, M. et al.* (24) haben in ihrer Longitudinal-Studie festgestellt, dass heißgepresste *IPS-Empress* Inlays eine realisierbare Behandlungsoption bei selektierten Patienten darstellen. Frakturen, Sekundärkaries und Randverfärbungen lassen sich jedoch nicht vollständig vermeiden (24).

7 Zusammenfassung

Die vorliegende In - Vitro - Studie sollte die Dichtigkeit von drei verschiedenen Kompositbefestigungsmaterialien überprüfen. Es wurden *IPS-Empress* - Keramikinlays mit den Materialien *Variolink*, *Compolute* und *2bond2* in zuvor gesunde extrahierte und mod - präparierte Zähne eingegliedert. Dabei war festzustellen, dass eine absolute Dichtigkeit nicht erreicht wurde. Bei allen Herstellungsabläufen wurden die Herstellerangaben der verschiedenen Kompositmaterialien exakt befolgt. Das beste Ergebnis wurde mit dem Material *Variolink* der Firma *Vivadent* erreicht, das zusammen mit der *IPS-Empress* Keramik vertrieben wird und somit zu einer Produktfamilie gehört.

Die Ergebnisse dieser In - Vitro - Studie haben gezeigt, dass unter idealen Verarbeitungsbedingungen und unter idealen äußeren Umständen keine absolute Randdichtigkeit zu erzielen war, weder mit noch ohne Stress - Belastung. Empfehlenswert ist jedoch, sich innerhalb einer Produktkette zu bewegen und nicht verschiedene Materialien aus unterschiedlichen Systemen zu verwenden, was sich in dieser Studie eindeutig herausgestellt hat.

Es gilt weiterhin, die Verbundmechanismen zu verbessern.

8 Literaturverzeichnis

1. Anusavice, K.J.
Degradability of dental ceramics.
Adv Dent Res. 6, 82-89 (1992)
2. Bailey, L.F., Bennett, R.J.
Dicor surface treatment for enhanced bonding.
J Dent Res 67, 925-931 (1988)
3. Batchelder, K.F., Richter, R.S., Vaidyanathan, T.K.
Clinical factors affecting the strength of composite resin to enamel bonds.
J Am Dent Assoc 114, 203-205 (1987)
4. Beham, G.
IPS-Empress: Eine neue Keramik – Technologie.
Ivoclar-Vivadent Report Nr. 6, 3-14
FL-Schaan (1990)
5. Beham, G.
IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie.
Zahnärztl Welt 100, 404-408, (1991)
6. Blunck, U., Roulet, J.-F.
Einfluss der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 806-808 (1997)

7. Bowen, R.L.

Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues.

The effect of a surface-active comonomer on adhesion to diverse substrates

J Dent Res 44, 1369-1373 (1965)

8. Brannström, M., Nordenvall, K.-J.

Bacterial penetration, pulpal reaction and the inner surface of Concise enamel bond-composite fillings in etched and unetched cavities.

J Dent Res 57, 3 -10 (1978)

9. Brännimann, R., Fritzsche, T., Schärer, P.

Porzellanreparaturen.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 763-765 (1991)

10. Brodbeck, U., Wohlwend, A.

Das IPS-Empress-Keramikinlay

Sonderdruck der Firma Ivoclar FI-9494 Schaan (1990)

11. Buonocore, M.G.

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.

J Dent Res 34, 849-853 (1955)

12. Chen, T.M., Brauer, G.M.

Solvent Effects on Bonding Organo-silane to Silica Surfaces.

J Dent Res 61, 1439-1443 (1982)

13. Ciucchi, B., Bouillaguet, S., Holz, J.
Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques.
Quintessence Int 21, 663-669 (1990)
14. Cooley, R.L., Sandoval, V.A., Barnwell, S.E.
Fluoride release and color stability of a fluoride-containing composite resin.
Quintessence Int 19, 899-904 (1988)
15. Diaz Arnold, A.M., Aquilino, S.A.
An Evaluation of the bond strengthes of four organosilane materials in response to thermal stress.
J Prosthet Dent 62, 257-261 (1989)
- 16 .Duke, E.S., Lindemuth, J.
Variability of clinical dentin substrates.
Am J Dent 4, 241-246 (1991)
17. Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.
Hüthig, Heidelberg (1981)
18. Eick, J.D., Robinson, S.J., Byerly, T.J., Chappelow, C.C.
Adhesives and nonshrinking dental resins of the future.
Quintessence Int 24, 632-636 (1993)

19. Eick, J.D., Wilko, R.A., Anderson, C.H.
Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and
identification of debris by use of the electron microprobe.
J Dent Res 49, 1359-1368 (1970)
20. Eifinger, F.F.
Die Mikromorphologie der menschlichen Zahnpulpa
Carl Hanser Verlag München (1970)
21. ESPE
Produktinformation Compolute
Espe, Seefeld (1998)
22. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.
Increased wall to wall curing contractions in thin boned resin layers.
J Dent Res 68, 48-50 (1989)
23. Finger, W.J.
Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations.
Am J Dent 1, 184-188 (1988)
24. Fradeani, M., Aquilano, A., Bassein, L.
Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four
and a half years.
J Prosthet Dent 78, 346 (1997)

25. Frankenberger, R., Krämer, N., Sindel, J.
Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit
und Dentin-Kompomer
Dtsch Zahnärztl Z 51, 556-559 (1996)
26. Frankenberger, R., Krämer, N., Hahn, C., Sindel, J., Pelka, M.
Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo.
Dtsch Zahnärztl Z 51, 591-594, (1996)
27. Frankenberger ,R., Sindel, J., Krämer, N., Oberschachtsiek, H.,
Petschelt, A.
Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach
Total Etching.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 697-700 (1998)
28. Franz, G.
Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle
Dental Labor 29, 65-70 (1981)
29. Franz, G., Ritze, H.
Prüfung der Verarbeitungs- und Abbindezeit bei elastischen
Abformmassen
Dtsch Zahnärztl Z 27, 189-196 (1972)
30. Friedl, K.-H., Powers, J.M., Hiller, K.-A., Schmalz, G.
Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von
Dentinadhäsiv Systemen.
Dtsch Zahnärztl Z 50 , 577-581 (1995)

31. Gwinnett, A.J., Yu, S.
Effect of long-term water storage on dentin bonding.
Am J Dent 7, 109-111 (1994)
32. Hahn, R., Löst, C.
Sonoerosive Fertigung keramischer Restaurationen
Dtsch Zahnärztl Z 47, 734-739 (1992)
33. Haller, B.
Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)
34. Haller, B., Hofmann, N., Heinemann, C., Klaiber, B.
Effect of Dentin Adhesives on Marginal Adaptation
of Direct Composite Inlays.
J Dent Res 73, 297-300 (1994)
35. Hannig, M.
Das Randschlußverhalten
von Kompositunlays aus SR-Isosit
Dtsch Zahnärztl Z 51, 595-597 (1996)
36. Harold, R., Stanley, R., Gainesville, Florida, USA
Pulpale Reaktionen auf Adhäsivmaterialien
Phillip Journal 11. Jahrgang (1994)

37. Hayakawa, T., Horie, K., Aida, M., Kanaya, H., Kobayashi, T.,
Murata, Y.
The influence of surface conditions and silane agents on
the bond of resin to dental porcelain.
Dent Mater 8, 238-244 (1992)
38. Hellwig E., Klimek J., Attin T.
Einführung in die Zahnerhaltung
Urban&Schwarzenberg München (1995)
39. Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.
Keramikinlays und Veneers
Carl Hanser Verlag München (1997)
40. Höland, W. und Frank, M.
IPS-Empress-Glaskeramik in: Haller, B. und Bischoff, H.
Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik.
Quintessenz Berlin (1993)
41. Höland, W., Frank, M., Rheinberger, V.
Realstruktur und Gefüge der Empress-Glaskeramik nach Ätzung
Quintessenz 44, 761-773 (1993)
42. Hoffmann-Axthelm
Lexikon der Zahnmedizin
6.Aufl., Quintessenz Berlin (1995)

43. Hofmann, N., Handreck, A., Haller, B., Klaiber, B.
Oberflächenkonditionierung gepresster Keramik und ihr
Einfluss auf die Verbundfestigkeit zu Kompositen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 1415-1420 (1993)
- 44 .Hornbogen, E.
Werkstoffe: Aufbau und Eigenschaften von Keramik, Metallen,
Polymer- und Verbundwerkstoffen.
4.Aufl., Springer Berlin (1987)
45. ISO-Standard 6872
Dental Ceramic (1986)
- 46 .Ivoclar/Vivadent
Produktinformation Variolink
Ivoclar/Vivadent Schaan (1998)
47. Jordan, R.E., Suzuki, M., Gwinnett, A.J., Hunter, J.K.
Restoration of fractured and hypoplastic incisors by the acid etch
resin technique: a three year report.
J Am Dent Assoc 95, 795-803 (1977)
48. Kern, M., Thompson, V.P.
Beständigkeit des Kunststoff-Keramik-Verbundes.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 177-180 (1994)

49. Kilian
Zahnersatz in der Diskussion
Experten nehmen Stellung
1.Aufl., Kilian (1999)
50. Kingery, W.D., Bowen, H.K. and Uhlmann, D.R.
Introduction to ceramics.
John Wiley&Sons, New York (1976)
- 51 .Kockapan, C.
Aus dem medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund -und
Kieferheilkunde der
Justus-Liebig-Universität Giessen: Endodontie
JF. Lehmann, 1.Auflage (1994)
52. Krejci, I.
Standortbestimmung in der konservierenden Zahnheilkunde
-vom Ausstieg aus dem mechanistischen Denken oder
das Ende des Amalgamzeitalters-
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 614-619 (1993)
53. Krejci, I.
Zahnfarbene Restaurationen- Qualität, Potential und Indikationen.
Hanser, München (1992)
54. Kullmann, W.
Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und
Komposit-Kunststoffen
Hanser, München (1990)

55. Kulzer
Produktinformation 2 bond 2
Kulzer, Wehrheim Taunus (1998)
56. Lässig, H.E., Müller, R.A.
Die Zahnheilkunde in Kunst – und Kulturgeschichte
2.Aufl., DuMont Köln (1984)
57. Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.
Klinische Erfahrung mit Composites -und Dentin-Adhäsiven
im Seitenzahnbereich.
Philip J Restaurative Zahnmed 5, 12-28 (1988)
58. Lutz, F., Cochran, M.A., Mörmann, W.
Adhäsive Restauration-Flop oder Hit?
Schweiz Monatsschr Zahnmed 94, 1124 –1127 (1984)
- 59 .Lutz, F., Imfeld, T., Barbakow, F., Iselin, W.
Optimizing the marginal adaptation of mod composite restorations.
In: G. Vanherle and D.C. Smith: International Symposium on
Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials.
Peter Sozulz Publishing Co. Utrecht, 405-419 (1985)
- 60 .Lutz, F., Krejci, I. und Schüpbach, P.
Adhäsivsysteme für Zahnfarbene Restaurationen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 537-549 (1993)

61. Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R.
Adhäsive Zahnheilkunde
Juris, Zürich (1976)
62. Lutz, F., Phillips, R.W., Imfeld, T.
Komposit-Klassifikation und Wertung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 93, 914-929 (1983)
63. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.-F., Setcos, J.C.
In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites.
J Dent Res 63, 914-920 (1984)
64. Mamlock, H.J.
Die Porzellanfüllung
Berlinische Verlagsanstalt, Berlin (1921)
65. Manolakis, K., Paul, S.J., Schärer, P.
Schmelzhaftung ausgewählter adhäsiver Zementsysteme.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 582-584 (1995)
66. Marxkors, Meiners
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
4.Aufl., Hanser München (1993)
67. Marxkors, R., Meiners, H., Mende, Th.
Einfluss von Temperatur und Dosierung auf
die Vernetzungsgeschwindigkeit elastomerer
Abformmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 29, 810-814 (1974)

68. Meiners, H.
Reaktionswärme elastomerer Abformmaterialien.
Dtsch Zahnärztl Z 30, 680-681 (1975)
69. Meiners, H., Lehmann, K.M.
Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Hanser, München (1998)
70. Mitchell, C., Mitchell, D.A.
Oxford Kompendium der Zahnheilkunde
Hanser, München (1995)
71. Morin, D., DeLong, R., Douglas, W.H.
Cusp reinforcement by acid-etch-technique.
J Dent Res 63, 1075-1078 (1984)
72. Mörmann, W., Brandestini, M., Ferru, A., Lutz, F., Krejci, I.
Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 95, 1118-1129 (1985)
73. Mörmann, W., Lutz, F.
Composite-Inlays: Marginal adaptation, seal and occlusal abrasion.
J Dent Res 61, 571 Abstract 58 (1982)
74. Müller, G.
Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken.
Dtsch Zahnärztl Z 43, 438-441 (1988)

75. Nakabayashi, N., Kioyomura, M., Takavada, K.
Durable bonding to dentin.
J Dent Res 71, 169 Abstract 512 (1992)
76. Noack, M.J., Roulet, J.-F.
Tooth – colored inlays.
Current Opinion in Dentistry 1, 172-174 (1991)
77. Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H., Horner, J.A.
Permeability of dentin to adhesive agents.
Quintessence Int 24, 618-621 (1993)
78. Peckert, H.
Einführung in die konservierende Zahnheilkunde
2.Aufl., Hirzel Leipzig (1921)
79. Qualthrough, A.J.E., Wilson, N.H.F., Smith, G.A.
The porcelain inlay: a historical review.
Oper Dent 15, 101-113 (1990)
80. Rebel, H.-H.
Konservierende Zahnheilkunde
2.Aufl., Hanser München (1947)
81. Redford, D.A., Jensen, M.E.
Etched porcelain resin-bonded posterior restorations: Cuspal flexure,
strength and micro-leakage.
J Dent Res 65, 344, Abstract 1573 (1986)

82. Richter, W., Will, G.
Ästhetische Möglichkeiten der Zahnheilkunde
Zahnärzte-Jahrbuch 1994, 30-43 (1994)
83. Roulet, J.-F., Herder, S.
Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten.
Zahnärztl Mitteilungen 8, 908-913 (1989)
84. Roulet, J.-F., Herder, S.
Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays.
Quintessenz Berlin (1989)
85. Roulet, J.-F., Rosansky, J., Geppert, W.
In-vitro marginal seal of MOD Dicor inlays luted with adhesive techniques.
J Dent Res 67, 310 Abstract 1578 (1988)
86. Roulet, J.-F., Söderholm, K.-J.M.
Influence of water storage on ceramic-composite bond strength.
J Dent Res 71, 254 Abstract 1185 (1992)
87. Sack, W.
Glas, Glaskeramik und Sinterkeramik.
Chemie-Ing Techn 37, 1154-1165 (1965)
88. Salmang, H., Scholze, H.
Die physikalischen und chemischen Grundlagen der Keramik
6.Aufl., Springer Berlin (1983)

89. Schmalz, G., Geurtsen, W.
Sind Keramikinlays und –Veneers wissenschaftlich anerkannt?
Aus Deutscher Zahnärztekalendar 1999, 252
Stellungnahme der DGZMK 01.03.1998.
90. Schmalz, G., Federlin, M., Geurtsen, W.
Sind Keramikinlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt?
Dtsch Zahnärztl Z 49, 197-208 (1994)
91. Schüller, K.H., Hennicke, H.W.
Zur Systematik der keramischen Werkstoffe.
Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985)
92. Sheth, J., Jensen, M.E.
Luting interfaces and materials for etched porcelain restorations.
A status report for the American journal of dentistry.
Am J Dent 1, 225-235 (1988)
93. Smales, R.J.
Rubber dam usage related to restoration quality and survival.
Br Dent J 174, 330-332 (1993)
94. Smreker, E.
Handbuch der Porcellanfüllungen und Goldeinlagen, Teil 1
Berlinische Verlagsanstalt, Berlin (1926)
95. Sorensen, J.A., Dixit, N.V.
In vitro shear bond strength of dentin adhesives.
Int J Prosthodont 4, 117-124 (1991)

96. Söderholm, K.-J.M.
Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials
Dent Mater J 24, 74-83 (1991)
97. Stangel, I., Nathanson, D., Hsu, C.S.
Shear strength of the Composite Bond to Etched Porcelain
J Dent Res 66, 1460-1465 (1987)
98. Stefan, J., Schärer, Paul, Schärer, Peter
Scherfestigkeit von Dentinhaftmitteln unter intrapulpärem Druck und Temperaturwechsel.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 709-711 (1993)
99. Stokes, A.N., Hood, J.A.A.
Thermocycling, silane priming, and resin/porcelain interfaces -an electrical leakage study.
Dent Mater 5, 369-370 (1989)
100. Stookey, S.D.
Verfahren zur Herstellung kristalliner oder glaskristalliner Gegenstände.
Dtsch Patent Nr 1045056 (1956)
101. Strub, J.R.
Vollkeramische Systeme.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 566-571 (1992)

102. Suzuki, M., Jordan, R.E., Boksman, L.
Posterior composite resin restoration-clinical considerations.
In: G. Vanherle and D.C. Smith: International Symposium
on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials.
Peter Szulz Publishing Co. Utrecht, 455-464 (1985)
103. Swift, E.J., Cloe, B.C.
Shear bond strength of new enamel etchants.
Am J Dent 6, 162-165 (1993)
104. Ten Cate, J.M.
In vitro Studies on the Effects of Fluoride on De- and
Remineralization.
J Dent Res 69, 614-616 (1990)
105. Theis, K.-W.
Glaskeramik- Ein neues Restaurationsmaterial.
Phillip J 4, 38-40 (1987)
106. Thonemann, B., Schmalz, G., Brandenstein, S., Hiller, K.-A.
Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven
in vitro.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 840-844 (1994)
107. Tjan, A.H.L., Dunn, J.R., Grant, B.E.
Effect of fitting paste on strength of composite/porcelain(abstract)
J Dent Res 68, 270-274 (1989)

108. Unterbrink, G.
IPS-Empress: Ein neues Vollkeramik-System.
Zahnärztl Welt 100. Jahrgang (1991)
109. Vanderbilt, B.M., Simko, J.P.
Silane coupling agents in glass reinforced plastics.
Modern Plastics 38, 135-137 (1960)
110. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P.,
Vanherle, G.
Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone
with different dentin adhesive systems.
J Dent Res 71, 1530-1540 (1992)
111. Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.
Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 977-980 (1994)
112. Van Meerbeek, B., Vanherle, G., Lambrechts, P., Braem, M.
Dentin- and enamel-bonding agents
Curr Opin Dent 2, 117-127 (1992)
113. Vogel, W.
Glaschemie.
3.Aufl., Springer Heidelberg (1992)
114. Wohlwend, A, Schärer, P.
Die Empress-Technik.
Quintessenz Zahntech 16, 966-978, (1990)

115. Wolf, D.M., Powers, J.M., O`Keefe, K.L.
Bond strength of composite to porcelain treated with new
porcelain repair agents
Dent Mater 8, 158-162 (1992)
116. Wolf, D.M., Powers, J.M., O`Keefe, K.L.
Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain.
Am J Dent 6, 155-158 (1993)
117. Zimmermann, B.F., Rawls, H.R., Querens, A.E.
Prevention of in vitro secondary caries with an experimental
fluoride exchanging restorative resin.
J Dent Res 63, 689-692 (1984)

10 Anhang

Tabelle 1

Mikro/Makroskopische Untersuchung ohne thermische Wechselbelastung (5°C bis 55°C)

Zahn Nr.	A-A	C-C	D-D	B-B
Kiefer	ja/nein	Messung	Messung	ja/nein
Material	distal	in mm	in mm	mesial
		links/rechts	links/rechts	
Nr.58a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,0	0,0/0,0	nein
Variolink	ja			ja
Nr. 59a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,0	0,0/0,165	nein
Variolink	ja			ja
Nr. 60a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,0	0,0/0,0	nein
Variolink	nein			ja
Nr. 61a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,624/0,424	0,0/0,0	nein
Variolink	ja		Boden verfärbt	ja
Nr.62a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,0	0,0/0,0	nein
Variolink	ja			ja
Nr.63a	ja			ja
Oberkiefer	nein	0,209/2,028	0,0/0,122	ja
Compolute	ja			ja
Nr.64a	ja			ja
Oberkiefer	nein	1,962/1,615	0,0/0,890	ja
Compolute	ja	bis Boden	Boden undicht	ja

Nr.65a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,0	0,0/0,192	ja
Compolute	ja			nein
Nr.66a	nein			nein
Oberkiefer	ja	0,0/0,0	0,0/0,0	ja
Compolute	ja			ja
Nr.67a	ja			ja
Oberkiefer	ja	0,463/0,0	0,0/0,259	ja
Compolute	ja			ja
Nr.68a	ja			ja
Oberkiefer	nein	0,0/0,194	0,0/0,729	ja
2bond2	ja			nein
Nr.69a	ja			nein
Oberkiefer	ja	0,477/0,218	1,032/0,481	nein
2bond2	ja			ja
Nr.70a	ja			ja
Oberkiefer	nein	0,411/0,746	1,049/0,0	ja
2bond2	ja			ja
Nr.71a	ja			ja
Oberkiefer	nein	0,373/0,125	0,257/0,132	ja
2bond2	ja			ja
Nr.72a	nein			nein
Oberkiefer	nein	0,0/0,333	0,144/0,146	nein
2bond2	ja			ja

Tabelle 2

Mikro/Makroskopische Untersuchung mit thermischer Wechselbelastung (5°C bis 55°C)

Zahn Nr.	A-A	C-C	D-D	B-B
Kiefer	ja/nein	Messung	Messung	ja/nein
Material	distal	in mm	in mm	mesial
		links/rechts	links/rechts	
Nr.58b	nein			nein
Unterkiefer	ja	0,0/0,486	0,068/0,201	nein
Variolink	ja			ja
Nr.59b	nein			nein
Unterkiefer	nein	1,128/0,611	0,105/0,280	nein
Variolink	ja			ja
Nr.60b	ja			ja
Unterkiefer	nein	0,214/0,243	0,088/0,0	nein
Variolink	nein			ja
Nr.61b	nein			nein
Unterkiefer	ja	0,999/0,188	0,414/0,896	nein
Variolink	ja			ja
Nr.62b	nein			ja
Unterkiefer	nein	0,751/0,0	0,546/0,320	nein
Variolink	ja			nein
Nr.63b	ja			ja
Unterkiefer	nein	0,495/0,414	0,221/0,140	ja
Compolute	ja			ja
Nr.64b	ja			ja
Unterkiefer	nein	0,908/1,383	3,535/4,097	ja
Compolute	nein			ja
Nr.65b	ja			ja
Unterkiefer	nein	0,0/0,923	1,213/0,714	nein
Compolute	ja			ja

Nr.66b	ja			ja
Unterkiefer	nein	1,128/0,294	0,273/1,385	ja
Compolute	ja			ja
Nr.67b	ja			ja
Unterkiefer	ja	1,095/0,777	3,888/0,377	ja
Compolute	nein			ja
Nr.68b	ja			ja
Unterkiefer	ja	1,416/0,676	1,192/0,961	ja
2bond2	ja			ja
Nr.69b	ja			ja
Unterkiefer	ja	1,143/0,953	0,782/1,670	ja
2bond2	nein			ja
Nr.70b	ja			ja
Unterkiefer	ja	1,236/0,668	0,818/1,300	ja
2bond2	ja			ja
Nr.71b	ja			ja
Unterkiefer	ja	0,620/1,637	1,105/1,606	ja
2bond2	ja			ja
Nr.72b	ja			ja
Unterkiefer	ja	0,581/1,66	0,951/0,409	ja
2bond2	ja			ja

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen Dank sagen, die zur Entstehung dieser Arbeit mit beigetragen haben.

Im Besonderen bedanke ich mich sehr herzlich bei:

Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Dissertationsthemas und seiner stets freundlichen Unterstützung bei der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit.

Frau Meier, Herrn Heun und Herrn Helm für ihre unterstützende Hilfe.

Meiner Frau Studienrätin Kerstin Gerlach-Fischer, die mir durch private Entlastung die nötigen Freiräume geschaffen hat und mir stets mit Ihrer Unterstützung zur Seite stand.

Meinen Eltern, die mich während des Studiums und darüber hinaus hervorragend motiviert und unterstützt haben.

Meinem Onkel Alfred Fischer für die zahlreichen sehr gut gelungenen Zeichnungen und Beschriftungen.

Meinem Cousin Martin Fischer für die EDV-Beratung und die statistische Auswertung.

Vielen herzlichen Dank!

11 Lebenslauf

Name: Fischer

Vorname: Kai

Geburtsdatum: 01.September 1971 in Gießen

Anschrift: Königsteiner Str. 3
 35510 Butzbach

Eltern: Rudolf-Erich Fischer, Zahntechniker
 Anneliese Fischer, geb. Sames,
 Frisörmeisterin

Familienstand: verheiratet mit Studienrätin
 Kerstin Gerlach-Fischer

Nationalität: deutsch

Religion: evangelisch

Schulbildung: 1978 bis 1982 Grundschule in Pohlheim
 1982 bis 1984 Ludwig-Uhland-Schule in Gießen
 1984 bis 1991 Ricarda-Huch-Schule in Gießen
 Juni 1991 Allgemeine Hochschulreife

Berufsausbildung: 1991 bis 1993 Berufsausbildung zum
 Zahntechniker

 1993 bis 1999 Studium der Zahnheilkunde an der
 Justus-Liebig-Universität in Gießen

 August 1999 Approbation

 16.08.1999 bis 31.07.2000 Ausbildungsassistent bei
 Dr. med. dent. R. Bartel
 Bad Nauheim

01.08.2000 bis 28.02.2001	Ausbildungsassistent bei ZA W. v. Blericq (Oralchirurg) in Friedberg
01.03.2001 bis 07.09.2001	Ausbildungsassistent bei ZÄ I. F. Henrich in Wölfersheim
seit 01.10.2001	Niedergelassener Zahnarzt in der Gemeinschaftspraxis Dr. med.dent. J.Kuplewatzky & Dr. med.dent. C.Weckler-Kuplewatzky in Wetzlar